

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Topografické mapování elektrické aktivity mozku
Topographical mapping of brain electrical activity

Zadání bakalářské práce

Student: **Tereza Růžalovská**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: Topografické mapování elektrické aktivity mozku
Topographical Mapping of Brain Electrical Activity

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s principem měření elektroencefalogramu (EEG).
2. Nastudování problematiky topografického mapování elektrické aktivity mozku a návrh protokolu pro měření vlivu audiovizuální stimulace.
3. Realizace měření EEG podle navrženého protokolu a vyhodnocení změřených dat v programu MATLAB.
4. Zobrazení potenciálové mapy elektrické aktivity mozku při audiovizuální stimulaci.
5. Zhodnocení dosažených výsledků práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

[1] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. *Zpracování biologických signálů*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2007, 1 CD-R. ISBN 978-80-248-1491-9.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Michal Vožda**

Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2014



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě 21. 4. 2014

Rizalova

Chtěla bych poděkovat především své rodině a vedoucímu práce Ing. Michalu Voždovi, kteří se mnou měli dostatek trpělivosti a projevili nemalé pochopení v době, kdy tato bakalářská práce vznikala. Dále bych chtěla poděkovat těm, kteří ochotně podstoupili měření uvedená v praktické části.

Abstrakt

Elektroencefalografie je běžně používaná vyšetřovací metoda, která pomocí elektrod snímá mozkovou aktivitu z povrchu hlavy. Využití topografických map k diagnostickým účelům je méně obvyklé, přestože poskytuje výhodu zjednodušeného barevného zobrazení ve 2D topografické mapě. Existuje více metod topografického mapování. Tato práce se zabývá dvěma metodami, topografickým mapováním amplitudy a frekvenčním topografickým mapováním. Cílem bylo vyzkoušet v praxi měření EEG, vytvořit topografické mapy a zhodnotit je. Nad rámec zadání byla využita audio – vizuální stimulace a její využití při EEG. Topografické mapy byly vykresleny v programu MATLAB a bylo vytvořeno uživatelské prostředí GUI pro zobrazování topografických map. Toto uživatelské rozhraní je možno dále používat pro účely statistického výzkumu.

Klíčová slova

Elektroencefalografie, topografické mapování elektrické aktivity mozku, brainmapping, filtrace, interpolace, audiovizuální stimulace, MATLAB.

Abstract

Electroencephalography is a commonly used method that uses electrodes for measurement of brain activity on the head surface. The use of topographic map for diagnostic purposes is less common, although it offers the advantage of simplified 2D topographic color map. There is a few method of topographic mapping. This thesis deals with amplitude and frequency topographic mapping. The aim of this bachelor thesis was to practice the measurement of EEG, create the topographic maps and evaluate them. The audiovisual stimulation was used for EEG beyond the task. Topographic maps were created in MATLAB and also the graphical user interface was created for imaging the maps. This graphical user interface is possible to use for statistical evaluation of EEG data.

Keywords

Electroencephalography, topographic mapping of electrical brain activity, brain mapping, filtration, interpolation, audiovisual stimulation, MATLAB.

Seznam použitých zkratk

CNS – Centrální nervová soustava

EEG – Elektroencefalografie

Ag/AgCl – stříbro/chlorid stříbrný

SNR – Signal to Noise Ratio (poměr signálu k šumu)

A/D – analogově digitální

FIR – Finite Impulse Response (konečná impulzní odezva)

IIR – Infinite Impulse Response (nekonečná impulzní odezva)

FFT – Fast Fourier Transformation (rychlá Fourierova transformace)

BM – Brain mapping

MRI – Magnetic resonance imaging (magnetická rezonance)

AVS – Audiovizuální stimulace

ADHD – Attention Deficit Hyperactivity Disorder (porucha pozornosti s hyperaktivitou)

GUI – Graphical User Interface (grafické uživatelské rozhraní)

Obsah

Úvod.....	1
1. Centrální nervová soustava	2
1.1 Nervové buňky, jejich funkce a stavba	2
1.2 Membránové potenciály	3
1.3 Přenos membránových potenciálů.....	4
1.4 Lidský mozek a jeho části	4
2. Elektroencefalografie	6
2.1 Měření EEG	6
2.2 Rozložení elektrod.....	7
2.3 Režimy zapojení.....	7
2.4 Rozdělení signálu podle frekvence	8
2.5 Artefakty a grafoelementy.....	9
2.6 Předzpracování dat - filtrace	9
2.7 Spektrální analýza	10
2.8 Časově-frekvenční analýza	11
3. Topografické mapování mozkové aktivity – brainmapping.....	13
3.1 Amplitudový brainmapping	14
3.2 Frekvenční brainmapping.....	15
3.3 Využití brainmappingu.....	15
4. Audiovizuální stimulace.....	16
4.1 Klinické využití AVS.....	16
4.2 Psychowalkman.....	16
5. Měření a zpracování dat	17
5.1 Podmínky měření a postup.....	18
5.2 První experimenty	18
5.3 Navržený postup měření.....	18
6. Zpracování dat a výsledky měření	21
6.1 Předzpracování dat	21
6.2 Načtení dat a pozice elektrod	22
6.3 Vytvoření topografických map.....	22
6.4 Zobrazení map.....	22
7. Uživatelské rozhraní GUI.....	23

8. Zhodnocení dosažených výsledků.....	25
Závěr	28
Seznam použité literatury a odkazů	29
Seznam obrázků	31
Tabulky	32
Seznam příloh obsažených na CD.....	33

Úvod

Elektroencefalografie je vyšetřovací metoda, která se běžně užívá v klinické praxi. Slouží převážně k diagnostice při úrazech hlavy, ke sledování následků poranění, dále v diagnostice u epilepsie, migrén a dalších chronických onemocnění zasahujících centrální nervovou soustavu. V dnešní době je používána také k dlouhodobému sledování dětí s poruchami učení a pozornosti. Metoda je založena na snímání biopotenciálů z povrchu hlavy. Jsou to elektrické signály, které vznikají na mozkových buňkách, šíří se a přenášejí informace. Pomocí elektrod jsme schopni tyto elektrické signály změřit a zaznamenat.

Jednou z možností, jak tyto záznamy sledovat a vyhodnocovat je vytvoření topografických 2D map, které jsou vykreslovány v barevné škále kvůli jednoduché orientaci. Není nutné změřit hodnoty na celém povrchu hlavy, stačí nám síť elektrod (u EEG obvykle 19), které měří hodnoty elektrického napětí na povrchu hlavy, zbývající hodnoty jsou dopočítávány pomocí interpolačních metod.

Metoda EEG se zobrazením výsledků v topografické mapě se stává v nemocnicích stále více využívanou, převážně v kombinaci s jinými zobrazovacími metodami. Nejčastější kombinací je spojení topografické mapy a snímků z MRI, spojením těchto dvou metod získává lékař zcela nový pohled na mozkovou tkáň z funkčního i anatomického pohledu.

Tato bakalářská práce byla zaměřena na seznámení s problematikou EEG, realizaci měření a vytvoření topografických map elektrické aktivity mozku. Byly využity dvě metody, amplitudové a frekvenční topografické mapování. Také byla využita audiovizuální stimulace při měření EEG.

1. Centrální nervová soustava

Centrální nervovou soustavu (CNS) tvoří mozek a pátevní mícha uložená v páteřním kanálu. Pozorování funkcí a patologií CNS má dlouhou historii a v dnešní době je nezastupitelným oborem v medicíně. [1,2]

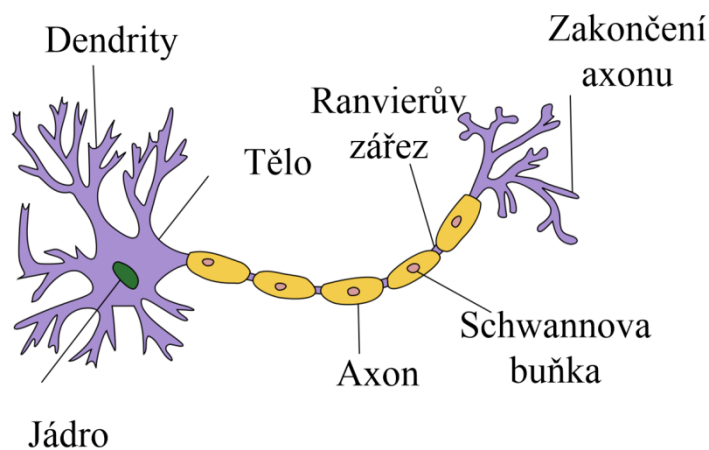
Řídícím orgánem nervové soustavy zasahující do všech tělesných orgánů a soustav je mozek. Neustále přijímá a zpracovává obrovské množství informací, podílí se na řízení kosterního svalstva a vnitřních orgánových soustav, ale také zajišťuje percepční, kognitivní, paměťové, emoční a komunikační schopnosti. [1,2]

V současnosti je mnoho směrů, které zkoumají mozek z různých úhlů pohledu. Mozek bývá zkoumán na molekulární či genové úrovni, podle jednotlivých neuronů a jeho částí, podle jednotlivých oblastí mozku, jsou zkoumány jeho funkční celky, ale je také studován podle psychologických a psychiatrických vyšetření na úrovni chování jedince. [3]

1.1 Nervové buňky, jejich funkce a stavba

Nervové buňky se nazývají neurony a jsou to vysoce specializované buňky, které slouží k přenosu vzruchů po nervových drahách. Neurony vznikají z buněk zvaných neuroblasty během nitroděložního vývoje. Člověk se tedy rodí s již definitivním počtem nervových buněk, jejichž množství během života klesá. [1,2]

Neurony můžeme popsat jako buněčné tělo s výběžky. Tělo (neboli soma) obsahuje jádro a cytoplazmu, ve které jsou uloženy buněčné organely. Zde probíhají buněčné děje. Dendrity jsou menší výběžky, které přijímají elektrické signály z jiných neuronů. Jedná se tedy o dostředivé vedení vzruchu. Stavba neuronu je zobrazena na obrázku 1. [1,2]



Obrázek 1 - Tělo neuronu. [17]

Axony (také označovány jako neurity) jsou výběžky vedoucí informaci z neuronu do dalších buněk. Tato vlákna jsou odstředivá. Vybíhají z těla neuronu z tzv. axonového hrbolku. Délka axonu je různá, od několika málo milimetrů až po desítky centimetrů. [1,2]

Nervová vlákna dělíme na šedá a bílá. Rozdíl mezi nimi způsobuje myelinová pochva, která obaluje pouze bílá vlákna. Je přerušována Ranvierovými zářezy, což způsobuje, že vzruch se šíří skokem, tedy rychleji. Šedá nervová vlákna nejsou kryta myelinovým obalem a šíření vzruchu je zde kontinuální. [1,2]

1.2 Membránové potenciály

Přenos informací v nervové soustavě je založen na toku elektrických iontů přes plazmatickou membránu neuronů. Membránou neuronů prochází velké množství iontových kanálů, specializovaných na určitý ion. Koncentrace jednotlivých iontů se mezi intracelulárním a extracelulárním prostorem neuronu liší. Díky tomuto rozdílnému zastoupení kladných a záporných iontů vzniká tzv. klidový membránový potenciál. [1,2]

Koncentrační gradient zajišťuje, že se draslíkové ionty dostávají ven z buňky, do extracelulárního prostoru, kde je jejich koncentrace nižší. Tím se množství kladného náboje uvnitř buňky snižuje, naopak vně buňky roste. Tento přenos kladných iontů přes membránu trvá jen do té chvíle, kdy se počet záporných nábojů nezvýší natolik, že začnou elektrickou silou přitahovat kladné náboje přes draslíkové kanály zpět dovnitř buňky. V určitém okamžiku se mezi elektrickou silou (přitahující kladné náboje k záporným) a chemickou silou (přenášející kladné ionty z místa s vyšší koncentrací do místa s koncentrací nižší) nastolí rovnováha. V tomto okamžiku již neprochází přes iontové kanály žádné ionty. Na vnější straně buňky je vyšší počet kladných iontů, než uvnitř a rozdíl napětí mezi intracelulárním a extracelulárním prostorem se pohybuje v rozmezí -60 mV až -90 mV. Tomuto rozdílu napětí se říká klidový membránový potenciál. [1,2]

Postsynaptické potenciály vznikají v místě postsynaptické membrány. Tato membrána je podrážděna působením chemického nebo fyzikálního impulzu, a to způsobí změnu propustnosti membrány pro ionty. V tom okamžiku se změní proudění iontů mezi extracelulárním a intracelulárním prostorem a dojde k vychýlení klidového membránového potenciálu. Při zvyšování záporných hodnot potenciálu dochází k tzv. hyperpolarizaci (způsobené inhibičními postsynaptickými potenciály), při změně hodnoty potenciálu na kladnější hodnoty mluvíme o depolarizaci (tu způsobují excitační postsynaptické potenciály). [1,2]

Změna klidového membránového potenciálu se šíří všemi směry. Jakmile dorazí do místa, které nazýváme iniciální segment (vyznačuje se kanály propouštějícími sodíkové ionty), dojde k sumaci těchto postsynaptických potenciálů. Po přivedení dostatečného množství excitačních postsynaptických potenciálů k depolarizaci membrány, dojde ke vzniku akčního potenciálu. [1,2]

Při akčním potenciálu dochází k otevření sodíkových kanálů. Sodíkové ionty proudí dovnitř buňky a počet záporných nábojů se tak uvnitř buňky snižuje, dokud se membránový potenciál zcela nevyrovná. Tuto fázi nazýváme jako depolarizaci. [1,2]

Taková změna membránového potenciálu způsobí otevření draslíkových kanálů, díky kterým proudí kladné draslíkové ionty ven z buňky. Intracelulární napětí se opět snižuje. Tato fáze, kterou nazýváme repolarizace, pokračuje, dokud membránové napětí nedosáhne původní hodnoty. [1,2]

Draslíkové kanály nedokáží zareagovat dost rychle, aby se po dosažení klidových hodnot okamžitě uzavřely. Proto nastává fáze hyperpolarizace. Počet záporných nábojů v buňce roste a membránové napětí klesá pod klidovou úroveň. [1,2]

Akční potenciál se šíří po axonu (či dendritu) vlivem toku elektrického náboje v podélném směru nervového vlákna. [1,2]

1.3 Přenos membránových potenciálů

Spoje, jež zajišťují přenos a zpracování informací mezi dvěma neurony, nebo mezi neuronem a buňkou, se nazývají synapse. Tyto spoje nejsou zajišťovány přímým dotykem neuronů. Mezi jednotlivými konci jejich výběžků (nebo mezi výběžkem neuronu a jinou buňkou) je mezera, kterou nazýváme synaptická štěrbina o velikosti asi 20 nm. Přenos informace se v nervové soustavě člověka děje výhradně prostřednictvím chemických látek, tzv. neurotransmiterů, které způsobují změny na iontových kanálech membrány.[1,2]

Velmi zásadní je, že každý neurotransmitter reaguje jen s určitým receptorem, různé impulzy tedy způsobují reakce různých neurotransmiterů s receptory. Synapse tak dělíme na excitační a inhibiční. Excitační synapse usnadňují vznik akčního potenciálu, inhibiční naopak vznik akčního potenciálu znesnadňují. [1,2]

1.4 Lidský mozek a jeho části

Lidský mozek neboli encephalon vznikl zvětšováním míšní trubice. Při nitroděložním vývoji se vytváří nejprve dvě části mozku – přední a zadní. Později se odděluje třetí část a to mozek střední. Tyto tři oblasti se následně rozdělují do několika dalších částí. Mozek je na povrchu kryt 3 obaly, které nazýváme mozkové pleny. Zevní tvrdá plena přiléhá k lebce, následují dvě měkké pleny, pavoučnice a omozečnice, které jsou jemné a silně prokrvené. Mezi oběma měkkými plenami je v tenkém prostoru vrstva mozkomíšního moku. [1,2,3]

Mozkový kmen je část mozku bezprostředně navazující na páteřní míchu. Dělíme jej na 3 části. Prodlouženou míchu (medulla oblongata), Varolův most (pons Varoli) a střední mozek (mesencephalon). V mozkovém kmeni začínají motorická nervová vlákna a končí senzorická nervová vlákna. V prodloužené míše a částečně i ve Varolově mostu jsou uložena centra dýchací a kardiovaskulární. Střední mozek se účastní řízení pohybu a postoje a také je zde uloženo centrum zrakových a sluchových reflexů. [1,2,3]

Mozeček (cerebellum) vzniká z mozkového kmene. Je to centrum koordinace motorické aktivity zodpovědné za udržování rovnováhy, polohy a postoje těla. [1,2,3]

Meziomozek (diencephalon) je tvořen párovým talamem a nepárovým hypothalamem. Talamus (thalamus) je označován jako předstupěň mozkové kůry. Probíhá na něm zpracování smyslových informací, má motorické funkce a udržuje bdělost mozkové kůry. Hypothalamus (hypothalamus) řídí činnost vnitřních orgánů. Je propojen s dýchací, trávicí a oběhovou soustavou, reguluje teplotu těla a také funkci žláz s vnitřní sekrecí (např. hypofýzu). [1,2,3]

Historicky nejmladší částí mozku je koncový mozek (telencephalon). Je největší částí lidského mozku a dělí se na pravou a levou hemisféru, které jsou spojeny mozkovým trámcem (corpus callosum). Je tvořen mozkovou kůrou (neokortex), bazálními ganglii a limbickým systémem. Koncový mozek je největší částí lidského mozku. Jeho hemisféry nejsou fyziologicky ani funkčně shodné. Pravá a levá hemisféra se liší už na první pohled díky rozdílně vytvořeným záhybům a průběhu rýhování, také velikost hemisfér se liší. Jejich funkce je specializována a pro správné fungování CNS je nezbytné vzájemné propojení jejich činností. Obě mozkové hemisféry můžeme dále rozčlenit na pět mozkových laloků (lobi cerebri). Je to lalok čelní (lobus frontalis), lalok temenní (lobus parietalis), lalok týlní (lobus occipitalis), lalok spánkový (lobus temporalis) a lalok ostrovní (lobus insularis). Velkou část koncového mozku zaujímají oblasti, které nazýváme asociální, ty plní funkci spojovací a koordinační,

značně se podílejí na volních, paměťových a řečových funkcích, ovlivňují myšlení, chování i emoce. Zbytek jsou specifické korové oblasti, které vždy plní jednu určitou funkci. [1,2,3]

Čelní lalok je řídicím centrem motoriky těla. Princip křížení motorických a senzorických drah způsobuje, že pravá hemisféra řídí levou část těla a levý čelní lalok je řídicím centrem motoriky pravé poloviny těla. Je zde také uloženo tzv. frontální oční pole, řídící oční pohyby. Důležité je zde také takzvané Brocovo řečové centrum, které zajišťuje funkci svalů používaných při mluvení. Obvykle sídlí v levé hemisféře. Primární čichová oblast, ležící v čelním laloku, zpracovává čichové informace. Frontální asociační oblast je rozsáhlá oblast čelního laloku, která se významně podílí na vzniku a udržení pozornosti a také na řešení problémů. Dost pravděpodobně také zpracovává jakýsi plán pohybů. [1,2,3]

V temenním laloku se nachází primární korová oblast senzitivity, která zodpovídá za vnímání tepla a chladu, hmatových podnětů a také bolesti. Díky křížení aferentních drah zde opět platí, že podněty z levé poloviny těla přijímá pravá hemisféra a naopak. Sekundární korová oblast senzitivity, která leží hned za primární oblastí senzitivity, analyzuje pohyb těla, vytváří prostorovou a také hmatovou paměť. Zadní část temenních laloků je také považována za jednu z hlavních projekčních oblastí zpracování zrakové informace. Slouží především k lokalizaci předmětu. Dále je v temenním laloku uložena chuťová korová oblast a také asociační korová oblast temenního laloku. Ta je zodpovědná za komplexní integrační funkce. [1,2,3]

Následuje lalok týlní. Zde se nachází primární a sekundární korová oblast zraku. Díky křížení vláken zde platí, že do levé hemisféry přicházejí signály z pravých polovin obou sítnic (ale ne, jak bychom mohli čekat, informace ze sítnice pravého oka). Na rozhraní týlního a spánkového laloku leží druhá hlavní projekční oblast zpracování zrakové informace. Ta má vysokou selektivitu barev a rozlišování v prostoru. [1,2,3]

Ve spánkovém laloku sídlí primární i sekundární sluchová korová oblast. Primární sluchová oblast reaguje na zvuk, přitom vysoké a nízké tóny jsou zpracovávány různými neurony. Sekundární sluchová oblast vytváří sluchovou paměť. Zajímavostí je, že sluchové vjemy se dostávají do obou hemisfér, ale podle umístění zdroje zvuku se dostává více informací o zvuku do opačné hemisféry. Tedy zvuk přicházející zleva bude z větší části zpracován neurony pravé hemisféry. Spánkový lalok je sídlem Wernickeho řečového centra. Díky této oblasti jsme schopni verbální a také psané komunikace. Asociační oblast spánkového laloku je důležitá pro třídění informací. Vytváří paměťové stopy, díky nimž jsme schopni učení. [1,2,3]

Ostrovní lalok je uložen hluboko ve strukturách mozku, pod spánkovým lalokem. Jeho úlohou je řízení vegetativních funkcí orgánů. Další funkce ostrovního laloku jsou prozatím neznámé. [1,2,3]

2. Elektroencefalografie

Elektroencefalografie (dále jen EEG) je metoda snímající a zapisující elektrickou aktivitu mozku. Je to metoda neinvazivní a slouží převážně k diagnostice epileptických záchvatových stavů, migrén, při poruchách spánku s neznámou příčinou a také při traumatech v oblasti hlavy. Využití má také v oblasti psychiatrie, při zjišťování příčin psychických poruch. [5,7]

EEG je založeno na principu snímání změny napětí na membránách neuronů. Signál, který je snímán, je dán sumací excitačních postsynaptických potenciálů, které mají délku trvání až 100 ms. Akční potenciál oproti tomu trvá jen 1 ms, je tedy příliš krátký na to, aby se dal diagnosticky využít. Kladné a záporné náboje na neuronu vytvářejí dipóly. Značným omezením EEG je fakt, že snímací elektrody špatně registrují dipóly, které jsou k nim kolmé (takových je však většina). [5,7]

2.1 Měření EEG

Přístroj, kterým EEG měříme, se nazývá elektroencefalograf. Jeho blokové schéma je na obrázku 2. Elektrické signály jsou snímány z povrchu hlavy pomocí elektrod. Používají se povrchové elektrody, nejčastěji argentochloridové (Ag/AgCl). Přechodová impedance mezi kůží a elektrodou musí být udržována pod $5000\ \Omega$. Vyšší impedance poukazuje na špatné spojení elektrody s tělem. Signály snímávané elektrodami jsou přiváděny na biozesilovač. Diferenční zesilovač snímá rozdíly mezi potenciály dvou elektrod. Jedná se o propojení několika operačních zesilovačů s uzavřenou zpětnou vazbou. Slouží k zesílení vstupního signálu a to řádově 100 000 – 1 000 000krát. Má velký vstupní odpor (od $20\ \text{M}\Omega$ po $1\ \text{G}\Omega$) a schopnost potlačení nežádoucího šumu. Parametr diferenčního kvocientu (tedy potlačení nežádoucího šumu) se označuje zkratkou SNR (Signal to noise ratio). [8,9]



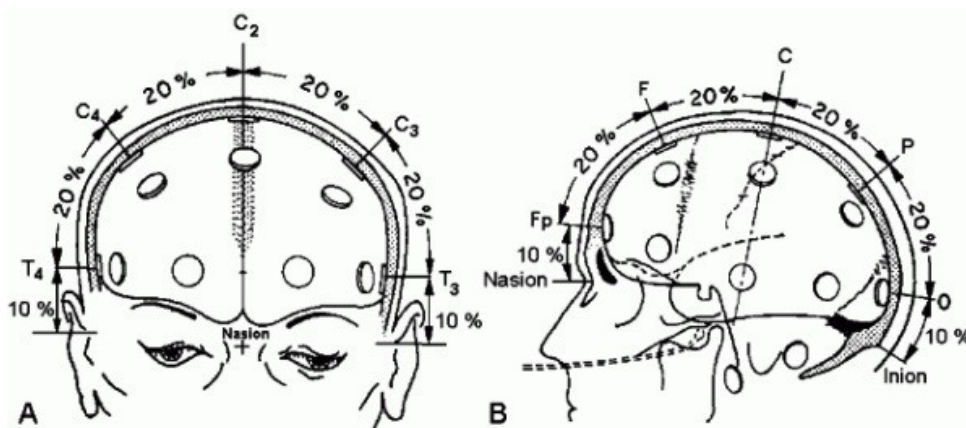
Obrázek 2 - Blokové schéma elektroencefalografu.

Další částí je analogově digitální převodník, který převádí analogový elektrický signál z elektrod na signál digitální. Tento převod probíhá na vzorkovacím a kvantovacím okruhu. Podstatnou částí A/D převodníku je antialiasingový filtr, tedy analogový filtr typu dolní propust s mezní frekvencí odpovídající Nyquistovu teorému. Ten udává, že signál je možné správně rekonstruovat pouze, pokud vzorkovací frekvence dosahuje více než dvojnásobku maximální frekvence obsažené v signálu. V praxi se pro EEG používá vzorkovací frekvence v rozmezí mezi 100 a 400 Hz. Nejnížší možná vzorkovací frekvence je 2,5 násobek nejvyšší frekvence obsažené v signálu. Pokud tedy počítáme, že maximální hodnota je 30 Hz (beta vlny), nejnížší možná vzorkovací frekvence je 75 Hz. Kvantování probíhá v závislosti na A/D převodníku. Pro n-bitový převodník jde o 2^n kvantovacích úrovní (pro 8 bitový převodník máme možnost převodů v úrovních 0 - 255). A/D převodník může být součástí biozesilovače. Dále jsou data zpracovávána počítačově a obvykle ukládána. Již zpracovaná data zobrazujeme na monitor, případně více monitorů. [8,9]

2.2 Rozložení elektrod

Možností rozložení elektrod na hlavě pacienta je nepřeberné množství. Také počet elektrod se může měnit v závislosti na požadavcích vyšetření, které je prováděno. Obvykle se však využívá takzvaného systému 10-20. [5,7,8]

Tento způsob rozložení elektrod využívá referenčních bodů, od kterých se elektrody umísťují v přesně určené vzdálenosti. Tyto referenční body jsou v sagitální rovině nasion (místo kde se sbíhá čelní kost s kostmi nosními) a inion (nejvýraznější výběžek týlní kosti). V koronární rovině to jsou levý a pravý preaurikulární body (umístěny před ušním lalůčkem). Od těchto referenčních bodů je obvod hlavy rozdělen na úseky 10 – 20 – 20 – 20 – 20 – 10 %. Rozmístění elektrod je na obrázku 3. [5]



Obrázek 3 - Systém rozložení elektrod 10/20. A: čelní pohled, B: Boční pohled. [20]

Elektrody jsou pojmenovány podle umístění písmenem a číslem. Písmena jsou odvozena od názvu kosti a laloku, na které se elektroda nachází: Fp – frontopolární (čelní lalok), F – frontální (čelní lalok), C – centrální oblast, P – parietální (temenní lalok), T – temporální oblast a O – okcipitální (týlní lalok). Někdy se také označují elektrody v oblasti uší (aurikulární) – A. Čísla rozlišují umístění na levé nebo pravé polovině hlavy. Lichá čísla jsou umístěna na levé hemisféře, sudá čísla určují umístění na pravé hemisféře. Označení Z mají elektrody nepárové, které přímo procházejí sagitální rovinou. [5,20]

2.3 Režimy zapojení

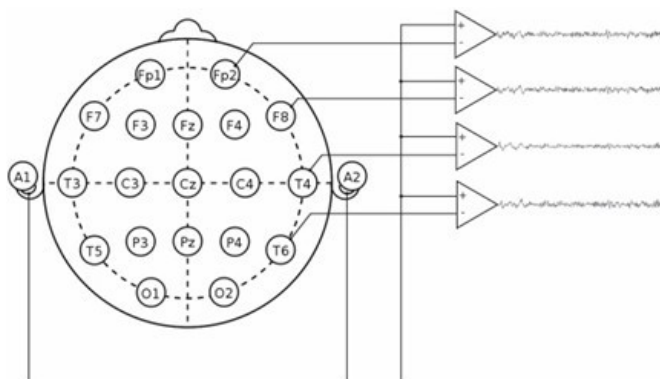
Obvykle se používají tři různé způsoby zapojení elektrod do biozesilovače, unipolární zapojení, bipolární zapojení a zapojení se společnou elektrodou.

Unipolární zapojení se vyznačuje použitím jedné referenční elektrody obvykle umístěné na ušním lalůčku, případně spojení elektrod z obou uší. Je zobrazeno na obrázku 4. V tomto zapojení dochází k porovnávání napětí mezi touto referenční elektrodou a další elektrodou. Můžeme zde lépe sledovat tvar vlny EEG, nevýhodou je, že pokud se na referenční elektrodě objeví artefakt, dojde ke zkreslení ve všech kanálech. [5,8]

Bipolární zapojení porovnává hodnoty dvou sousedních elektrod. Každá elektroda tedy někdy slouží jako referenční a v následujícím kroku jako aktivní. Toto zapojení dobře ukazuje rozdíly v amplitudách sousedících elektrod a tím napomáhá k přesnější lokalizaci nálezu. [5,8]

Režim se společnou elektrodou, někdy se také označuje jako zprůměrněný. Řadí se mezi unipolární zapojení. Nejprve dochází k sumaci všech naměřených hodnot a k vypočítání průměrné hodnoty. Ta je

následně srovnávána s jednotlivými elektrodami. Problém zde nastává při chybě na některé elektrodě (například vadná elektroda), která způsobuje zkreslení na všech kanálech. [8]



Obrázek 4 - Unipolární zapojení elektrod pro EEG. [5]

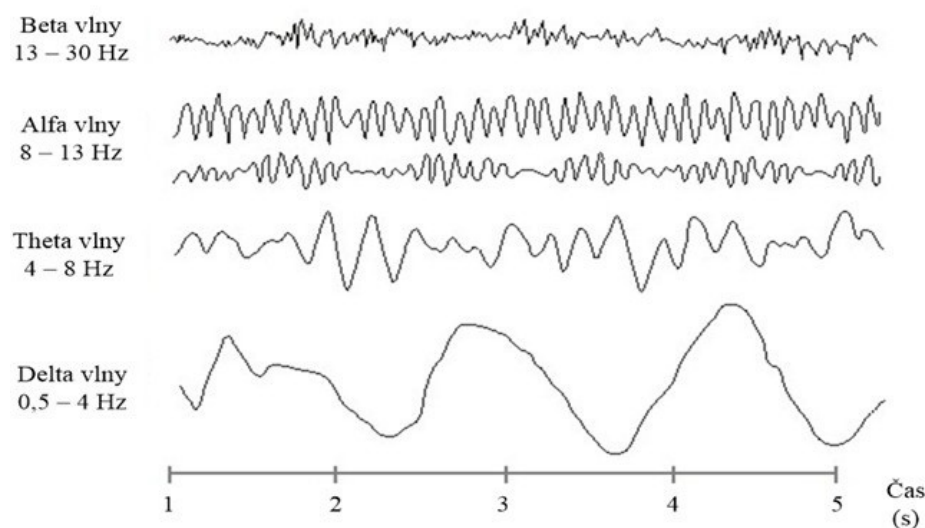
2.4 Rozdělení signálu podle frekvence

EEG signál dělíme podle základních frekvenčních pásem. Jsou to takzvané vlny alfa, beta, gamma, delta a theta (pásmo gamma se v odborné literatuře často neobjevuje mezi základním rozdělením). Jejich přítomnost je dána bdělostí či spánkem, věkem pacienta i místem snímání. Jejich rozdělení je uvedeno v tabulce 1 a na obrázku 5.

Tabulka 1- Rozdělení signálu podle frekvence a amplitudy.

Název	Frekvence [Hz]	Amplituda [μ V]	Podmínky výskytu
Delta	0,5 – 4	20 - 200	Spánek
Theta	4 – 8	5 - 100	Usínání
Alfa	8 – 13	20 - 50	Relaxace, zavřené oči, bdění
Beta	13 – 30	2 - 30	Bdění, běžná aktivita
Gamma	30 – 50	2 - 10	Bdění, vzrušení, stres

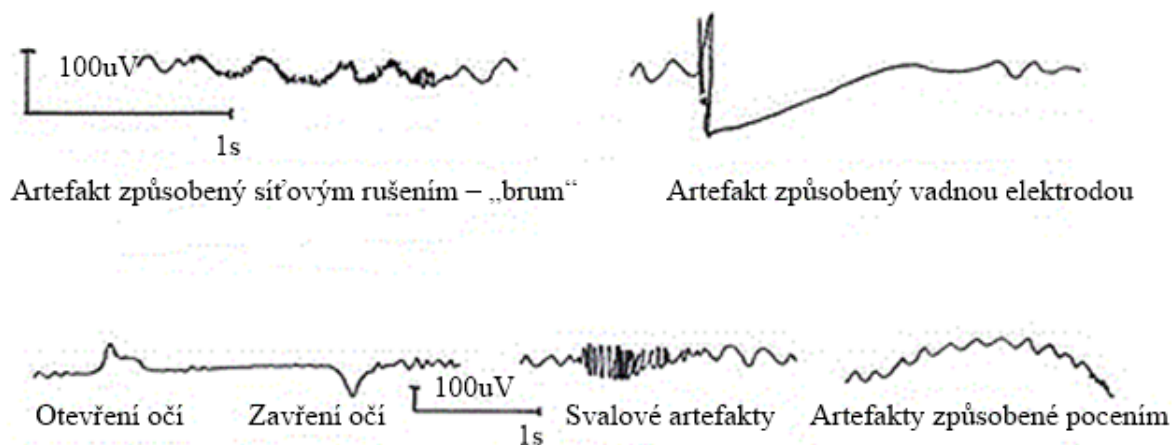
Alfa vlny se vyznačují frekvencí mezi 8 – 13 Hz a amplitudou dosahující 20 – 50 μ V. Vyskytuje se v occipitální a posteriorní části hlavy. Je dominantní při zavřených očích, při relaxaci. Má výrazný vztah k zrakovému vnímání pacienta. Beta vlny jsou ty, které mají frekvenční rozsah mezi 13 a 30 Hz, amplituda dosahuje maximálně 30 μ V. Vyskytuje se ve frontální oblasti hlavy a je typická pro bdění a soustředění. Gamma vlny jsou ve vyšším frekvenčním pásmu a to nad 30 Hz, typické jsou velmi malou amplitudou kolem 5 μ V. Jsou spojovány se stresem a vzrušením, často nebývají řazeny do základních 4 frekvenčních pásem. Frekvence v rozsahu 0,5 – 4 Hz s amplitudou dosahující 20 – 200 μ V odpovídají Delta vlnám. Tato aktivita je typická pro novorozené děti, v dospělém věku je patologická kromě hlubokého spánku. Posledním pásmem elektrické aktivity je vlnění Theta, které má frekvence v rozsahu 4 – 8 Hz a amplitudu kolem hodnoty 50 μ V. V bdělém stavu jej také můžeme považovat za patologický, protože se vyskytuje převážně ve fázi usínání, mezi bděním a spánkem a to jak u větších dětí, tak u dospělých. U malých dětí se může objevovat i v bdělém stavu. [4,6,7,8]



Obrázek 5 - Rozdělení mozkové aktivity podle frekvenčních pásem. [18]

2.5 Artefakty a grafoelementy

Při měření EEG se téměř nikdy nesetkáme se záznamem bez určitých vad. Artefakty jsou v tomto případě signály, které nesouvisí přímo s mozkovou aktivitou. Artefakty technického rázu jsou způsobeny například síťovým rušením, špatným připevněním elektrody nebo přímo vadnou elektrodou. Biologické artefakty bývají způsobeny obvykle pohybem pacienta. Tento pohyb nemusí být z pohledu testované osoby nijak významný, nejčastěji jde o drobné pohyby očí, které však mohou výrazně ovlivnit signál z frontální oblasti. Příklady artefaktů vidíme na obrázku 6. [8]



Obrázek 6 - Různé druhy artefaktů. [19]

Grafoelementy jsou oblasti v EEG záznamu, které mají charakteristický tvar a opakují se. Právě grafoelementy odhalují nejčastěji problém v činnosti mozkové funkce. Jejich hledání a označování v záznamu se dnes už věnují převážně počítače, dříve však bylo potřeba zkušených lékařů k jejich nalezení a diagnostice poruchy. [4,8]

2.6 Předzpracování dat - filtrace

Při měření EEG získáváme velký objem dat, která se musí dále upravit, aby bylo možné s nimi pracovat. Jde převážně o odstranění již zmíněných artefaktů, které kazí kvalitu jinak dobrých

záznamů, ale také o práci s daty v určitém časovém, či frekvenčním pásmu, což nám umožňuje získávat právě potřebný typ informace. Vyhodnocují se také statistické parametry jako maximální a minimální naměřená hodnota, střední hodnota, koeficienty šikmosti a špičatosti nebo třeba rozptyl. [5]

Filtrace slouží primárně k potlačení nežádoucích frekvencí a ke zvýraznění těch frekvenčních oblastí, které jsou diagnosticky zajímavé. Filtry rozdělujeme podle doby odezvy na FIR (Finite Impulse Response) filtry s konečnou dobou odezvy a IIR (Infinite Impulse Response) filtry s nekonečnou dobou odezvy. FIR filtry, na rozdíl od IIR, je možné navrhnout tak, aby měly lineární fázovou charakteristiku. Filtr s lineární fázovou charakteristikou neovlivňuje fázi signálu, nezkracuje ho tedy. Proto při zpracování biologických signálů využíváme vhodně navržené FIR filtry. [4,5]

Při zpracování dat z EEG využíváme vždy filtr typu pásmová zadrž na 50 Hz, kvůli odstranění síťového rušení. Filtr typu horní propust s mezní frekvencí 0,5 Hz k odstranění stejnosměrné složky signálu a dolní propust s mezním kmitočtem kolem 60 – 70 Hz. Vyšší frekvence se v EEG obvykle neobjevují. Při frekvenčním brainmappingu je možné použít pásmové propusti v rozsahu daného frekvenčního pásma (například 8 – 13 Hz pro vlny alfa) k analýze daného pásma. Dopustíme se tím však jistého zjednodušení a přicházíme o užitečná data v ostatních frekvenčních pásmech. Výsledný signál vznikne konvolucí původního signálu (x) a impulsní charakteristiky filtru (h). Konvoluce je matematická operace, při které je vstupní signál rozložen na řadu impulsů (každý impuls je brán jako samostatná funkce). Impulsní charakteristika h je nazývána jádrem konvoluce. Složením výstupních impulsů (funkcí) a impulsní charakteristiky vzniká výsledný (filtrovaný) signál. [4,5]

$$y(n) = h(n) * x(n) = \sum_{j=0}^{M-1} h(j)x(n-j), \quad (1)$$

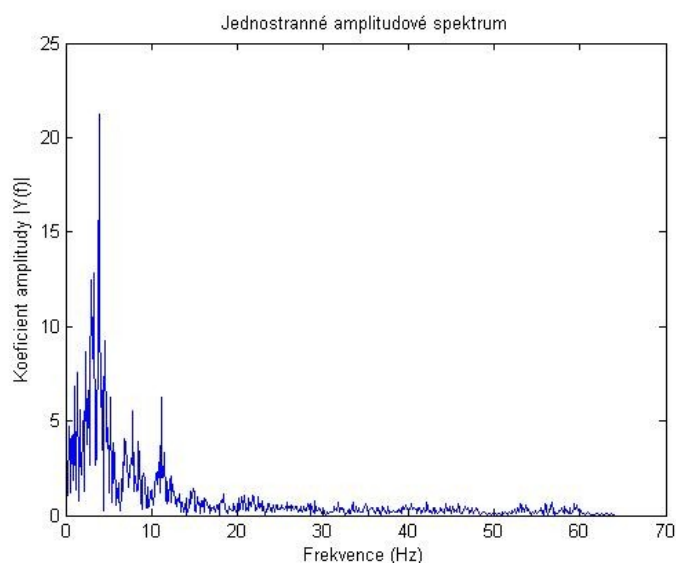
kde $x[]$ je N vzorkový vstupní signál mající vzorky 0 až $N-1$, $h[]$ je jádro konvoluce o M vzorcích (0 až $M-1$).

2.7 Spektrální analýza

Spektrální analýza popisuje signál z hlediska vyskytujících se frekvencí. Dokáže určit, která frekvence je v záznamu nejčastěji obsažena a která naopak úplně chybí. Nedokáže určit, ve kterém časovém úseku se dané frekvence vyskytují. Z tohoto pohledu je přínosnější časově-frekvenční analýza. [9,11]

K získání spektra signálu používáme Fourierovu transformaci (rovnice 2 popisuje diskretní Fourierovu transformaci, ω – úhlová frekvence ($2\pi f$), $f(t)$ – signál, $F(\omega)$ – Fourierova transformace, T je perioda signálu). Vyjádříme tím takzvanou Fourierovu řadu, tedy konečný počet koeficientů spektrální funkce. K získání Fourierovy transformace ve spektrální analýze se nejčastěji používá algoritmus takzvané rychlé Fourierovy transformace (FFT). Základem spektrální analýzy je fakt, že každý signál je možno sestavit součtem určitého počtu funkcí sinus a cosinus o daných základních parametrech (maximální amplituda a frekvence). Zanesením těchto údajů do grafu získáme oboustranné spektrum signálu. Jednostranné spektrum signálu získáme, pokud zobrazíme pouze jeho kladnou část a hodnoty vynásobíme dvěma, zobrazeno na obrázku 7. Informace ze záporné části spektra je redundantní, proto se obvykle využívá jednostranné spektrum. Můžeme získat frekvenční spektrum, ale také výkonové, amplitudové nebo fázové spektrum signálu. [9,11]

$$F(\omega) = \frac{1}{T} \int_0^T f(t)e^{-j\omega t} dt. \quad (2)$$

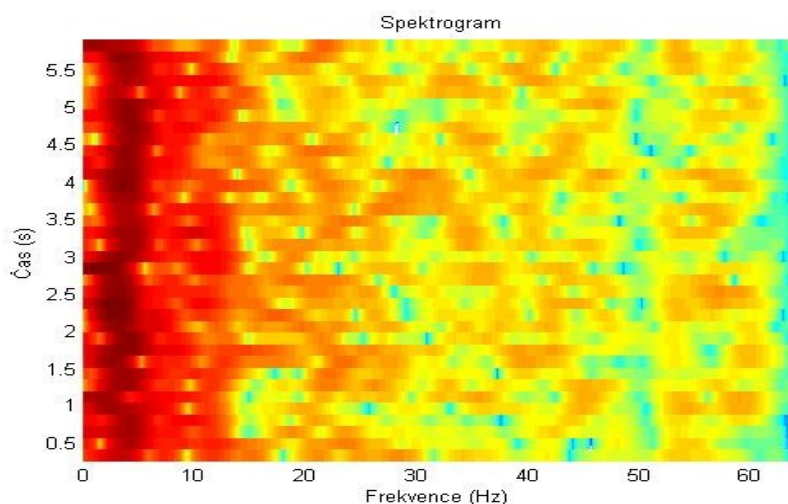


Obrázek 7 - Jednostranné amplitudové spektrum při audiovizuální stimulaci - blikání s frekvencí 5Hz

2.8 Časově-frekvenční analýza

Časově-frekvenční analýza umožňuje určit, jaké frekvence byly dosaženy v určitém časovém úseku. K tomuto využíváme spektrogram. Spektrogram je graf, který znázorňuje závislost frekvence na čase. Dalším parametrem bývá intenzita nebo také amplituda signálu, u 2D spektrogramu rozlišena barvou, u 3D barvou a hodnotou na ose z. [5,9]

Spektrogram využívá nejčastěji okenní Fourierovy transformace (rovnice 3, kde $g(t)$ je okenní funkce, f_t je lokalizovaná část funkce). Tvary okna jsou různé a můžeme si jej zvolit podle požadovaného výsledku. V závislosti na tvaru okna, délce okna a přesahu (o kolik se jednotlivá okna překrývají) se mění vlastnosti spektrogramu. Čím kratší okno, tím lepší rozlišovací schopnost v časové oblasti, ale nižší schopnost přesného určení frekvence. Časová rozlišovací schopnost se dá zvýšit také pomocí přesahu oken. Obvykle musíme volit kompromis mezi rozlišovací schopností v čase a ve frekvenční oblasti. Dále lze pro časově-frekvenční popis využít vlnkové (waveletové) transformace (rovnice 4,



Obrázek 8 - Spektrogram signálu EEG při audiovizuální stimulaci - blikání s frekvencí 5 Hz.

kde platí $a \in \mathbb{R} \setminus \{0\}$ je dilatační škálový parametr, který značí roztažení vlnky, $b \in \mathbb{R}$ – translační parametr, určuje časový posun vlnky, $\psi(t)$ je mateřská vlnka a tvoří jádro transformace, symbol $\overline{}$ označuje komplexně sdruženou funkci). Diskrétní vlnková transformace rozkládá signál na ortogonální soubor vlnek a vrací vektor o délce stejné, jakou má vstupní signál. Zásadní rozdíl je, že okenní Fourierova transformace rozkládá signál pouze na funkce sinus a cosinus. Vlnková transformace využívá i jiné funkce. Pro obě transformace platí Heisenbergův princip neurčitosti, známe přesně buď frekvenci, nebo čas, nikdy oboje najednou. [5,8,9]

$$F(\omega, t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\|g(t)\|} \int_{-\infty}^{\infty} f_{\tau}(t) e^{-i\omega t} dt. \quad (3)$$

$$WT(f) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \overline{\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} dt. \quad (4)$$

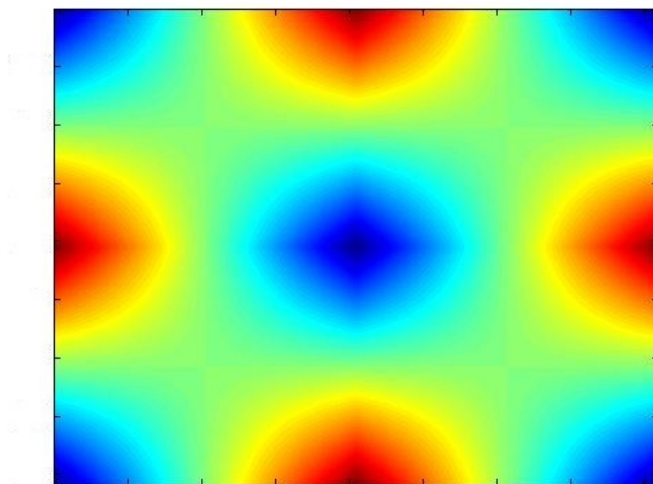
3. Topografické mapování mozkové aktivity – brainmapping

Topografické mapování elektrické aktivity mozku, označované nejčastěji jako brainmapping, slouží ke sledování elektrických potenciálů na ploše lebky. Zobrazuje se nejčastěji na 2D mapách v reálném čase, případně jako sled několika 2D grafů reprezentujících změny mozkové aktivity v čase. Používáme barevné kódování, díky kterému se na mapě můžeme dobře orientovat. Dalším významným prvkem je interpolace - dopočítávání hodnot mezi jednotlivými elektrodami. Tím získáme představu o aktivitě na celé ploše lebky, nejen v místě měřeném elektrodou. Díky této metodě můžeme sledovat změny potenciálů na celé ploše hlavy najednou a také vyhodnocovat reakce mozku na určité podněty. [9]

Topografické mapování je široký pojem. Skrývá se pod ním několik metod a to například topografické mapování amplitudy, frekvence, koherence, fáze a další. Každá metoda nám dává trochu jiné informace a jiný pohled na mozkovou aktivitu. Vždy musíme s rozmyslem vybírat, která metoda je vhodná pro získání požadované informace. S tímto se pojí také výběr správné interpolační metody. Interpolováním rozumíme výpočet funkčních hodnot mezi dvěma body na základě určité pravidelnosti nebo algoritmu. To nám umožňuje získávat hodnoty, které ve skutečnosti nebyly vůbec naměřeny. U topografického mapování využíváme interpolací k dopočtení hodnot (amplitudy, výkonu a dalších) v místech, na kterých není elektroda, tudíž skutečnou hodnotu neznáme. [8,9]

Nejjednodušší interpolační metodou je lineární interpolace. Metoda je založena na znalosti dvou bodů a jejich souřadnic. Proložením těchto dvou bodů interpolační křivkou získáváme znalost o hodnotách všech bodů na křivce. Platí rovnice 5. [8]

$$\frac{(y - y_0)}{(x - x_0)} = \frac{(y_1 - y_0)}{(x_1 - x_0)}. \quad (5)$$



Obrázek 9- Matice [0 1 0; 1 0 1; 0 1 0] s použitím lineární interpolace 12. řádu. Modrá barva odpovídá 0, červená barva odpovídá 1.

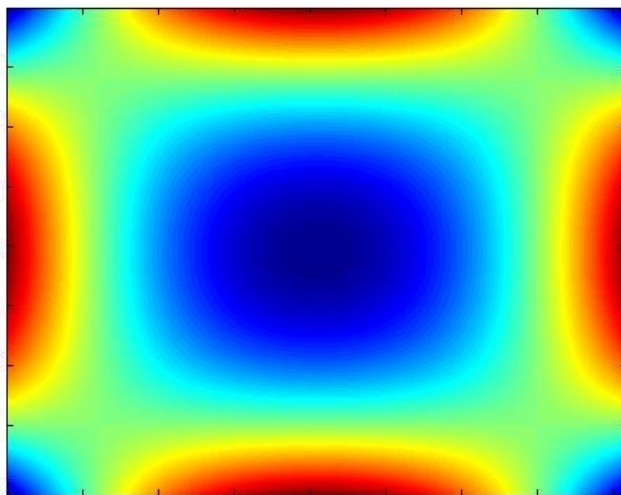
U EEG využíváme matice o rozměru 2 x 2 a výpočty děláme do kříže. Vypočítáváme tedy aritmetický průměr čtyř hodnot. Takto dopočítané body nadále používáme k interpolaci druhého stupně a postupně získáváme více a více hodnot. Matice N x N roste při každém interpolačním kroku na matici o

velikosti $(2N - 1) \times (2N - 1)$. Obvyklou chybou lineární interpolace je mírné zkreslení výsledné 2D mapy, objevuje se zde takzvaný kříž viditelný na obrázku 9. [8]

Výpočet hodnoty pomocí kubické interpolace je složitější, než u té lineární. Její zkrácený zápis je uveden v rovnici 6, kubická interpolace zahrnuje do výpočtu 4 body a u každého tohoto bodu ještě body z jeho okolí. Algoritmus nejprve dopočítává hodnoty ve sloupcích a následně (už i k těmto novým hodnotám) interpoluje hodnoty v řadách, tedy kolmo k hodnotám známým. Vychází vždy jak z rovnice interpolační křivky, tak z derivace této rovnice. Toto vše platí pro interpolaci prvního řádu v 1D, pokud chceme interpolovat EEG signál (2D) musíme tento proces zopakovat. [8]

$$g(x, y, z) = \sum_{i=0}^3 \sum_{j=0}^3 a_{ij} x^i y^j. \quad (6)$$

Kubická interpolace je výpočetně náročnější, ale při porovnání s metodou lineární interpolace zjistíme, že netrpí zkreslením v podobě kříže při stejných rozměrech výsledné matice (obrázek 10). [8]



Obrázek 10 - Matice $\begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$ s použitím kubické interpolace 12. řádu. Modrá barva odpovídá 0, červená odpovídá 1.

3.1 Amplitudový brainmapping

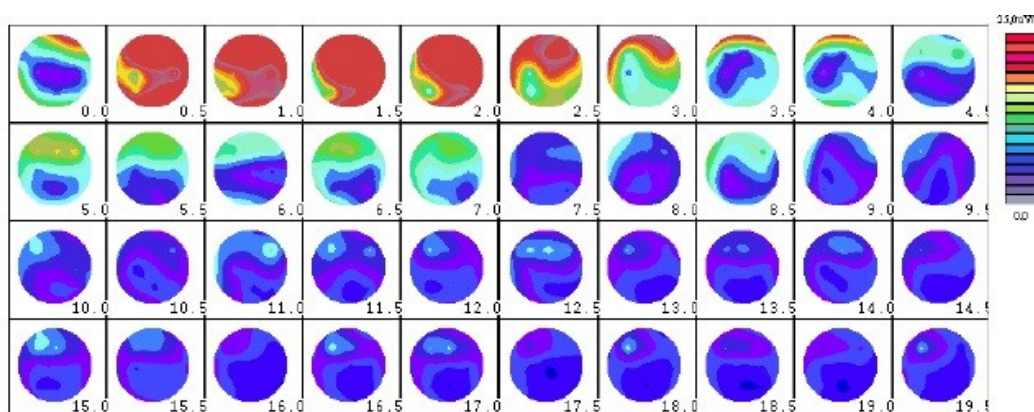
Topografické mapování amplitudy spočívá v přenesení hodnot amplitudy na dvojrozměrnou mapu plochy hlavy pacienta. Změřené hodnoty amplitudy přiřadíme k barevné škále, dále se již budeme řídit pouze touto barevnou stupnicí vyjadřující hodnotu amplitudy. Můžeme také používat různě normovaná data. Například normováním od 0 do 1, data jsou v absolutní hodnotě a tedy v mapě sledujeme nízkou aktivitu kolem 0, ta je označena modrou barvou. Vysoká aktivita, bez ohledu na polaritu, nabývá hodnoty blízké se k 1, označené červenou barvou. V případě, že nás zajímá i polarita naměřených hodnot, je modré barvě přiřazena hodnota minimální amplitudy (například $-60 \mu V$) a červených hodnot nabývají amplitudy blízké se maximální amplitudě (například $60 \mu V$). Hodnoty nízké aktivity okolo nuly pak nabývají zelené odstíny. V dalším kroku dojde k dopočítání hodnot v

bodech, kde k měření fyzicky nedošlo (tam, kde není umístěna elektroda). Toto dopočítávání se opakuje několikrát, dokud nejsme spokojeni s rozlišovací schopností mapy. [9]

3.2 Frekvenční brainmapping

Frekvenční topografické mapování je podobné brainmappingu amplitudovému. Rozdíl spočívá v tom, že v prvním kroku si vymezíme časový úsek (okno), v němž pomocí FFT vypočítáme pro každou elektrodu výkonové spektrum signálu (ukazuje zastoupení elektrického výkonu ve frekvenčním spektru signálu). Dále postupujeme stejně jako v amplitudovém brainmappingu, jen s tím rozdílem, že nevyužíváme amplitudu signálu jako takového, ale amplitudu právě výkonového spektra. Výpočet je dán vztahem v rovnici 7, kde P odpovídá průměrnému výkonu, N je počet vzorků (velikost okna) a $x(n)$ je signál. [9,11,22]

$$P = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x^2(n). \quad (7)$$



Obrázek 11 - Příklad frekvenčního topografického mapování pro jednotlivé frekvence (0 až 19,5 Hz s krokem 0,5 Hz). [9]

Pro frekvenční brainmapping můžeme využít buďto jednu mapu pro celou frekvenční oblast, nebo využíváme rozdělení do různých frekvenčních oblastí. Tedy pokud chceme sledovat zvlášť frekvenční oblast jednotlivých mozkových vln alfa, beta, delta a theta, vytvoříme pro každé toto pásmo samostatnou mapu. Příklad frekvenčních topografických map je na obrázku 11. [9]

3.3 Využití brainmappingu

Cílem topografického mapování je prohlubování znalostí o propojení struktury a funkce mozku, zjišťování informací o fyzikálních (především elektrických) a také chemických procesech mozkové tkáně, které jsou bezpodmínečně nutné pro smyslové, kognitivní, motorické a jiné funkce lidského mozku. Zaměřuje se na využitelnost v chirurgii a také v psychologické a psychiatrické praxi. [12]

Jako příklad uveďme studii využívající metody brainmappingu k odhalení účinků vysokofrekvenčních elektromagnetických polí na lidské EEG. Aktuálně se brainmapping využívá převážně v kombinaci s jinou zobrazovací metodou (například MRI). [16]

4. Audiovizuální stimulace

Audiovizuální stimulace (AVS) je metoda, která využívá zrakových a sluchových signálů ke stimulaci mozkové činnosti a k jejímu ovlivnění. Počátky této metody zkoumání mozku jsou staré stejně jako sama elektroencefalografie, největšího rozvoje dosáhla na přelomu sedmdesátých a osmdesátých let dvacátého století. Dnes již zaujímá nezastupitelné místo v klinické praxi, ale také jako forma meditace či alternativní medicíny v nelékařském prostředí. [13,14]

4.1 Klinické využití AVS

Pouze vizuální stimulace světelnými signály se nejčastěji využívá k lokaci epileptických ložisek v mozku. Při tomto vyšetření je pacient vystavován blikání o jedné dané frekvenci, případně se tato frekvence může během vyšetření měnit. Pacient je po celou dobu vyšetření připojen na EEG a funkce jeho mozku je monitorována. Cílem je vyvolání epileptického záchvatu a přesné určení místa jeho vzniku. Typ epileptické aktivity pomáhá lékařům zvolit správnou medikaci i formu léčby. [14]

AVS jako celek, tedy využití současně sluchových i zrakových stimulů (případně jejich kombinace měnící-se v čase) je užívána k různým účelům. V období šedesátých let byla tato technika spojována především s navozením meditačních a relaxačních stavů. Později začali vědci zkoumat vliv dlouhotrvající či opakované AVS například na tlumení bolesti (při migrénách, bolestech zubů a jiných). V devadesátých letech lékaři zjišťovali vliv AVS na zmírnění kognitivních dysfunkcí spojených s úrazy hlavy a mrtvicí. Záměrné zvýšení činnosti mozkové aktivity v oblasti od 13 Hz výše, známé jako pásmo beta (typické pro soustředěnou činnost a učení), a utlumením pásma od 4 do 7 Hz (pásmo theta typické pro útlum pozornosti) je snaha o zlepšení poruchy pozornosti s hyperaktivitou vyskytující se u dětí (ADHD). Několik studií dokazuje zlepšení kognitivních i behaviorálních funkcí u dětí s ADHD, na které byla aplikována opakovaná AVS, ale také u dětí s poruchou učení. [14]

4.2 Psychowalkman

Jako psychowalkman je označován přístroj určený k audiovizuální stimulaci pro použití v domácím prostředí. Součástí psychowalkmanu je řídicí jednotka, kvalitní sluchátka a speciální brýle s LED diodami nebo jiným světelným zdrojem. V domácím použití slouží psychowalkmany k uvolnění a relaxaci, odstranění únavy a stresu a také k vybudování psychické odolnosti a vyrovnanosti. Rozdíl v jednotlivých přístrojích je, podle výrobce, kvalita programů. Čím kvalitnější programy, tím rychleji je dosaženo požadovaného výsledku. Dalším parametrem je kvalita sluchátek a brýlí, například počet barev ve stimulačních brýlích také ovlivňuje výsledný efekt zvoleného programu. Všechny tyto parametry se odrážejí na ceně jednotlivých přístrojů. Ceny psychowalkmanů se pohybují v rozmezí od několika tisíc Kč až po desítky tisíc Kč. [15]

Při měření pro tuto bakalářskou práci byl využíván psychowalkman značky Galaxy, model LUMA 10. Obsahuje 45 programů: 6 pro relaxaci, 4 pro spánek, 6 pro učení, 7 pro získání energie, 9 meditačních programů, 1 program pro kreativitu, 2 programy označované jako zábava a 10 speciálních programů. Brýle obsahují jen jednobarevnou stimulaci a to pomocí sady zelených LED diod. Navíc obsahuje možnost zkrácení programu, nebo příposlechu hudby. K psychowalkmanu LUMA 10 jsou dodávány sluchátka značky Photosonix. [15]

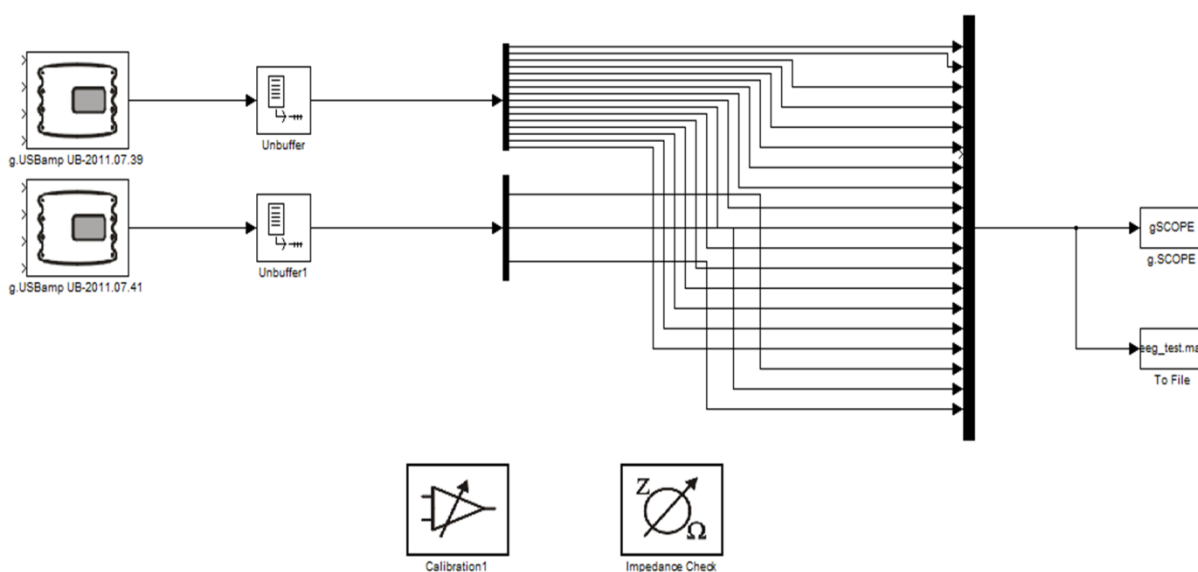
5. Měření a zpracování dat

Při realizaci této bakalářské práce bylo nutné provést měření EEG podle předem navrženého protokolu a také zpracování získaných dat. Měřicí řetězec byl zapojen podle obrázku 2 (kapitola 2.1). Měřené osobě byla nasazena čepice se sítí pasivních, Ag/AgCl, suchých elektrod podle systému 10/20. Tedy celkově 21 elektrod, z toho jedna elektroda je zemnicí (umístěna uprostřed čela) a jedna elektroda slouží jako referenční (při měření umístěna za levým uchem testované osoby). Zapojení elektrod tedy bylo unipolární. Elektrody byly připojeny na dva biozesilovače s integrovaným A/D převodníkem (obrázek 12). Byly použity biozesilovače značky g.Tec. Jeden biozesilovač má 16 24-bitových kanálů a 4 nezávislé propojitelné zemnicí kanály.



Obrázek 12 - Zesilovač USBamp použitý při měření. [21]

Biozesilovače byly připojeny k PC pomocí USB kabelů. Společnost g.Tec dodává i softwarový doplněk kompatibilní s programem MATLAB. V programu MATLAB Simulink byl navržen měřicí řetězec zobrazený na obrázku 13. Obsahuje použité biozesilovače i A/D převodníky. Umožňuje zobrazení měřených signálů pomocí ikony g.SCOPE. Další bloky slouží ke kalibraci (Calibration 1) a ke kontrole přechodové impedance na rozhraní elektroda/kůže (Impedance Check). K uložení naměřených dat slouží blok s označením To.File.



Obrázek 13- Měřicí řetězec navržený v programu MATLAB - Simulink.

Tento měřicí řetězec umožňuje nastavit ještě před začátkem měření důležité parametry. Kliknutím na bloky g.USBamp můžeme nastavit propojení obou biozesilovačů (jeden je přitom nastaven jako master, druhý jako slave), propojení jednotlivých zemí a kanálů a také nastavení filtrů. Při každém měření byl nastaven NOTCH filtr na hodnotu 50 Hz, abychom odstranili síťové rušení. Dále byly na všech kanálech nastaveny filtry horní propust (0,5 Hz k odstranění stejnosměrné složky) a dolní propust (s mezní frekvencí 60 Hz). Bylo zde potřeba také nastavit vzorkovací frekvenci, která byla zvolena na 128 Hz.

5.1 Podmínky měření a postup

Tato bakalářská práce nemá za cíl statistické zkoumání AVS na mozkovou aktivitu, proto se měření účastnilo pouze 6 dobrovolníků. Příprava testované osoby na měření je poměrně zdoluhavá. Ideální je, pokud má dobrovolník krátké vlasy. Nejprve je potřeba vyčistit kůži na čele a za uchem, kde budou umístěny referenční a zemnicí elektroda. K tomu slouží jednorázové lihové čistící polštářky běžně používané při odběru krve a jiných lékařských úkonech. Dobrovolníkovi je nasazena čepice s elektrodami. Pod každou elektrodu je vložena čistící vatová tyčinka namočená v etanolu a kůže je pod elektrodami očištěna od mazu a potu. Následně, použitím abrazivního gelu a vatové tyčinky pod každou elektrodou, byl povrch hlavy očištěn od pozůstatků kůže a dalších možných nečistot, které by zabraňovaly dobrému spojení elektrody s kůží. V této chvíli byl na každou elektrodu aplikován vodivý gel zajišťující dobré spojení na rozhraní elektroda/kůže. Následně byla zkontrolována přechodová impedance elektrod. V případě vysoké impedance u některých elektrod se výše popsany postup musí opakovat, dokud není impedance menší než 5 k Ω .

Dobrovolníci byli muži ve věku od 20 do 30 let. Všichni uvedli, že neužívají žádné léky. U žádného z nich nebyly v minulosti pozorovány žádné známky epilepsie, poruchy učení nebo pozornosti, ani jiné známky mentální poruchy.

5.2 První experimenty

U prvních dvou dobrovolníků ještě nebyl pevně stanoven měřicí protokol, proto i podmínky měření byly různé. U první osoby byly měřeny dlouhé záznamy, s vzorkovací frekvencí 256 Hz. Nejprve bylo měřeno bez použití AVS a dobrovolník ležel. Druhé měření proběhlo se vzorkovací frekvencí 128 Hz. Nebyl použit psychowalkman, na dobrovolníka však byla aplikována AVS odděleně. Měření byly záznamy EEG při blikání stroboskopickou lampou o různých frekvencích (5, 10, 15 a 20 Hz) se zavřenými i otevřenými očima. Ve druhé části měření byl použit zvukový záznam. Měření bylo prováděno z části vleže, zčásti vsedě. Při měření vleže bylo v signálu menší množství pohybových artefaktů, ale velké množství artefaktů způsobených přilehnutím elektrody, jejím posunem a porušením vodivosti. Proto další měření probíhala vsedě. Velké množství artefaktů také způsobovaly pohyby očí, které byly mnohem četnější při otevřených očích. Výsledný protokol proto vyžaduje všechna měření se zavřenými očima. Při každém měření byla přechodová impedance elektrod menší než 5 k Ω .

5.3 Navržený postup měření

Další měření byla vedena podle měřicího protokolu. Postup a podmínky měření jsou uvedeny v tabulce 2. Stimulační brýle a sluchátka byla nasazena na čepici s elektrodami. Poté proběhla opětovná kontrola impedance přechodu elektroda/kůže, aby výsledky měření nebyly zkreslené.

Tabulka 2 - Protokol o postupu měření EEG.

Měření: x
Datum:
Věk:
Užívané léky:
Postup měření:
<ol style="list-style-type: none"> 1) Testovaná osoba sedí v klidu 5 minut se zavřenýma očima 2) Měření 60 s záznamu EEG (doba ustalování zde není zahrnuta) 3) Po ukončení prvního záznamu je zahájena stimulace psychowalkmanem trvající 15 min. 4) Po 10 minutách stimulace je zahájeno druhé měření EEG (opět záznam 60 s) 5) Po ukončení stimulace psychowalkmanem zůstává testovaná osoba sedět v klidu se zavřenýma očima, po 5 minutách následuje poslední měření EEG záznamu (60 s)
Testované osobě bylo připojeno 21 elektrod podle systému 10/20. Při měření byla dodržena přechodová impedance elektrod $< 5 \text{ k}\Omega$.

Testovaná osoba seděla v klidu, uvolněně, se zavřenýma očima na židli. Po 5 minutách relaxace bylo provedeno první měření, tedy měření mozkové aktivity před použitím AVS. Po prvním kontrolním měření byla zahájena AVS. Pro testování byl vybrán program pro navození spánku. Jde o program kombinující blikání a zvukový záznam o frekvencích mezi 0,5 a 4 Hz. Blikání během funkce programu slábne, až se nakonec úplně vypne. Po 15 minutách je zahájeno druhé měření, stále ještě s aplikací AVS. Po skončení druhého měření a programu AVS sedí testovaná osoba se zavřenýma očima dalších 5 minut. Po těchto 5 minutách je provedeno poslední kontrolní měření. Během měření je potřeba kontrolovat záznam z jednotlivých kanálů. Artefakty v jednom kanále mohou ovlivnit výsledky i na některých ostatních. Dobrovolníci byli upozorněni, že by neměli pohybovat očima, hlavou ani krkem. Obrázky z měření jsou uvedeny níže.

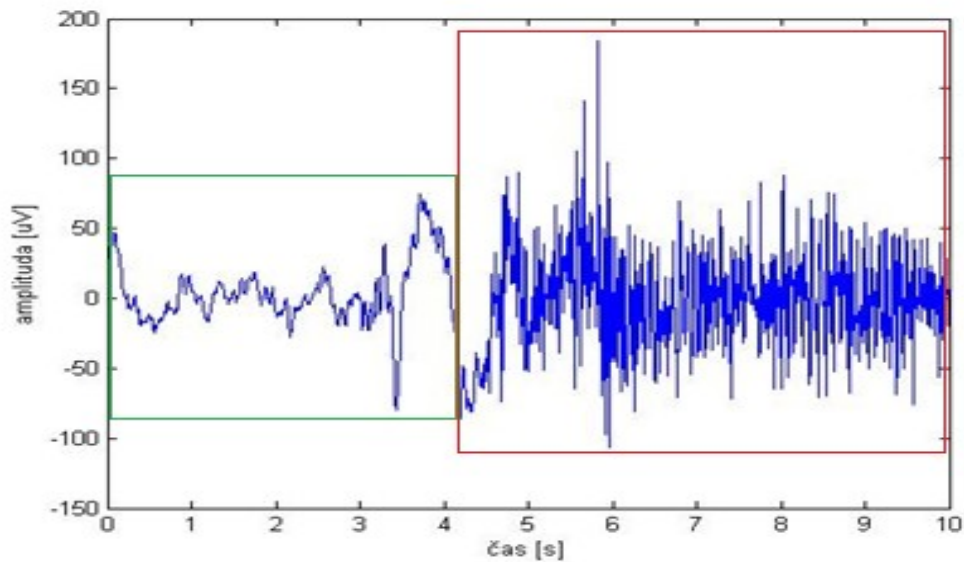


Obrázek 14 - Fotografie z měření, dobrovolník má nasazenu čepici s elektrodami a na ní stimulační brýle a sluchátka připojena k psychowalkmanu.



Obrázek 15 - Fotografie z probíhajícího měření. Dobrovolník při AVS usnul.

Dobrovolník z obrázku 15 při AVS usnul. Během závěrečných 5 minut se probudil a tento okamžik je zaznamenán na obrázku 16.



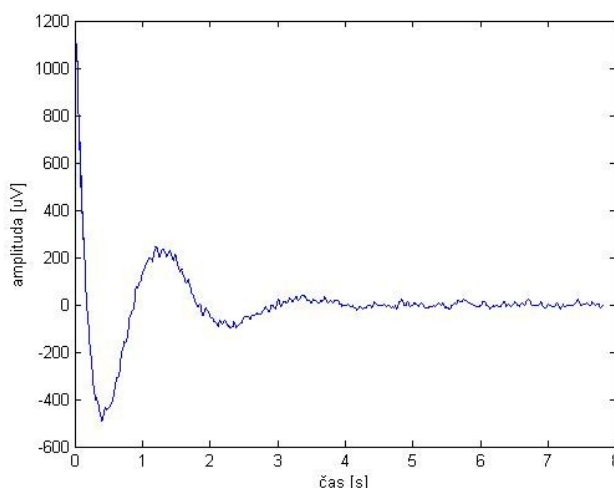
Obrázek 16 - 10 sekund záznamu zobrazení kanálu 14 (elektroda P3) v okamžiku, kdy se dobrovolník probudil. Zelený obdélník ohraňuje dobu spánku, červený obdélník označuje dobu, kdy už byl dobrovolník vzhůru.

6. Zpracování dat a výsledky měření

Zpracování dat probíhalo v programu MATLAB (verze R2012b). Úkolem této bakalářské práce bylo zobrazit naměřená data v topografických mapách. Zobrazuje topografické mapování amplitudy a frekvenční topografické mapování v 5 frekvenčních oblastech. Všechny 6 map je zobrazeno v uživatelském rozhraní GUI.

6.1 Předzpracování dat

Naměřená data bylo potřeba upravit tak, aby jejich výpovědní hodnota zůstala pokud možno nezměněná. Část práce byla ušetřena nastavením filtrace na biozesilovači, především odstranění síťového rušení z okolních přístrojů (pásmová zadrž na 50 Hz) a také odstranění stejnosměrné složky signálu (filtr typu horní propust s mezní frekvencí 0,5 Hz). V protokolu o měření je uvedeno, že jsou měřeny minutové záznamy. Skutečné uložené záznamy byly o něco delší a až následně byly zkráceny. Díky tomu jsme schopni odstranit ze záznamu tu část dat, která odpovídá přechodovému jevu biozesilovače. Tedy okamžik od začátku měření, kdy jsou data zkreslená, vykazují velkou amplitudu a skutečný signál není měřitelný. Po pár vteřinách dojde k ustálení hodnot a výchylky se pohybují v řádu desítek μV . Přechodový jev je na obrázku 17, signál grafu odpovídá 1000 vzorků, které byly následně odstraněny.



Obrázek 17 - Přechodový jev biozesilovače.

Pro frekvenční brainmapping byla po konzultaci s vedoucím zvolena varianta rozdělení na jednotlivá frekvenční pásma. Bylo proto třeba navrhnout filtry typu pásmová propust s rozmezím frekvencí v pásmech delta (0,5 – 4 Hz), theta (4 – 8 Hz), alfa (8 – 13 Hz), beta (13 – 30 Hz) a gamma (30 – 60 Hz). Jak bylo dříve zmíněno, k filtraci biologických signálů se využívají filtry typu FIR. MATLAB obsahuje pro návrh FIR filtru několik funkcí, po otestování a zhodnocení jsme se s vedoucím práce dohodli, že bude použita funkce *fir1*. Tato funkce navrhuje filtr pomocí okenní metody (metoda váhování impulzní charakteristiky). Normalizovaný útlum na mezní frekvenci je -6 dB. Základními parametry navrhovaného filtru je jeho řád N , dolní a horní mezní frekvence, vzorkovací frekvence a typ okna, které bylo použito. Je možné vybrat si z oken Hannova, Hammingova, Kaiserova nebo Chebwinova o délce $N+1$. Po otestování různých filtrů bylo jako nejlepší zvoleno Kaiserovo okno, řády filtrů byly nastaveny na 1000, kromě pásmové propusti pro pásmo delta (0,5 – 4 Hz), kde byl zvolen řád 5000.

6.2 Načtení dat a pozice elektrod

K načtení dat je využívána funkce *uigetfile*. Tato funkce otevře dialogové okno, ve kterém si můžeme zvolit z uložených dat. Uživatel musí zadat název souboru, který existuje, jinak se zobrazí chybové hlášení. Jako další omezení bylo zadáno, aby vybraný datový soubor měl koncovku *.mat*.

Dále byl pomocí funkce *imshow* načten obrázek, na kterém se vyznačí pozice elektrod na hlavě v požadovaném pořadí. Tyto pozice byly uloženy do matice *ch*. Při použití v uživatelském prostředí je načítána už pouze matice *ch* pomocí funkce *load*.

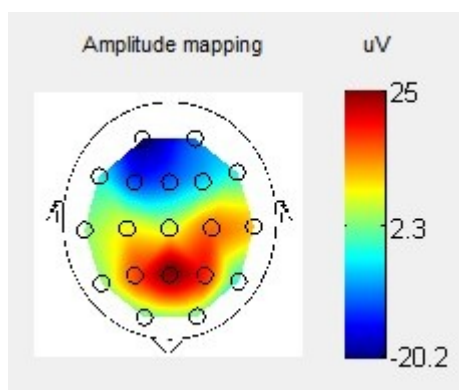
6.3 Vytvoření topografických map

K vytvoření map jsou potřeba tři matice. První matice jsou data, která jsme načtli. Matice pro minutový záznam EEG má rozměr 19 x 7680. Druhou vstupní maticí je matice *ch*, která udává pozici elektrod (a tedy pozice naměřených hodnot) na mapě. K vytvoření třetí matice se používá funkce *meshgrid*, která vytvoří pravidelnou mřížku. Vytvoří jakousi souřadnicovou síť, do které budou ukládány hodnoty. Tyto tři matice jsou vstupem funkce *griddata*. Abychom mohli vytvořit souvislou mapu hodnot, potřebujeme ještě zvolit interpolační metodu. V předchozích kapitolách byl popsán rozdíl mezi dvěma základními interpolačními metodami. K vytvoření potenciálové mapy byla využita kubická interpolace, která vykazuje hladší povrch. Funkce *griddata* přidělí hodnoty (naměřené i dopočítané pomocí interpolací) k jednotlivým bodům souřadnicové sítě vytvořené funkcí *meshgrid*.

6.4 Zobrazení map

Jakmile je vytvořena matice hodnot, jsou hodnoty přiřazeny barevné škále. Toto zajišťuje funkce *colormap*. Podle toho, zdali jsou data normována a jak, je zvolena i barevná škála. Pro amplitudové mapy jsou zvoleny hodnoty maximum a minimum. Minimální amplituda, která se vyskytuje v datech je přiřazena modré barvě. Maximální hodnota je přiřazena barvě červené. Hodnoty kolem nuly jsou zelené. Pro frekvenční mapy je také zvoleno vykreslení škály od minima do maxima, nicméně hodnoty výkonového spektra jsou vždy kladné, modrá barva je tedy přiřazena nule a červená barva aktuálnímu maximu. Funkce *colorbar* zobrazuje barevnou škálu. Vykreslení mapy v grafu je zajištěno funkcí *imagesc*.

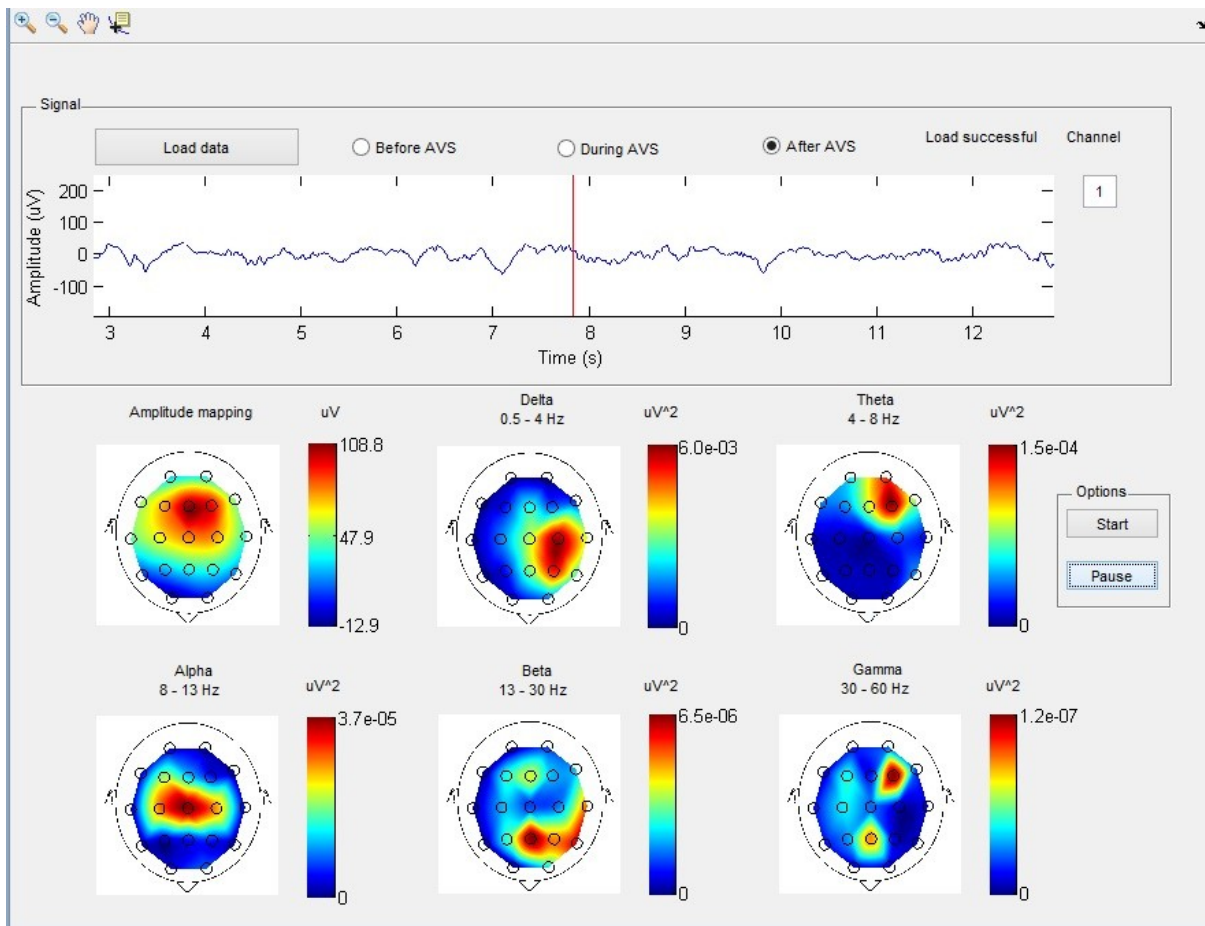
Do výsledné mapy byl pomocí funkce *imshow* vložen obrázek hlavy, aby uživatel viděl, kde jsou elektrody umístěny. Konečný výsledek je na obrázku 18.



Obrázek 18 – Ukázka topografické mapy amplitudy.

7. Uživatelské rozhraní GUI

Pro realizaci programu v uživatelském prostředí byl použit program MATLAB (verze R2012b). Na obrázku 19 je vidět navržené uživatelské prostředí, kde je možno zobrazovat výsledné topografické mapy.

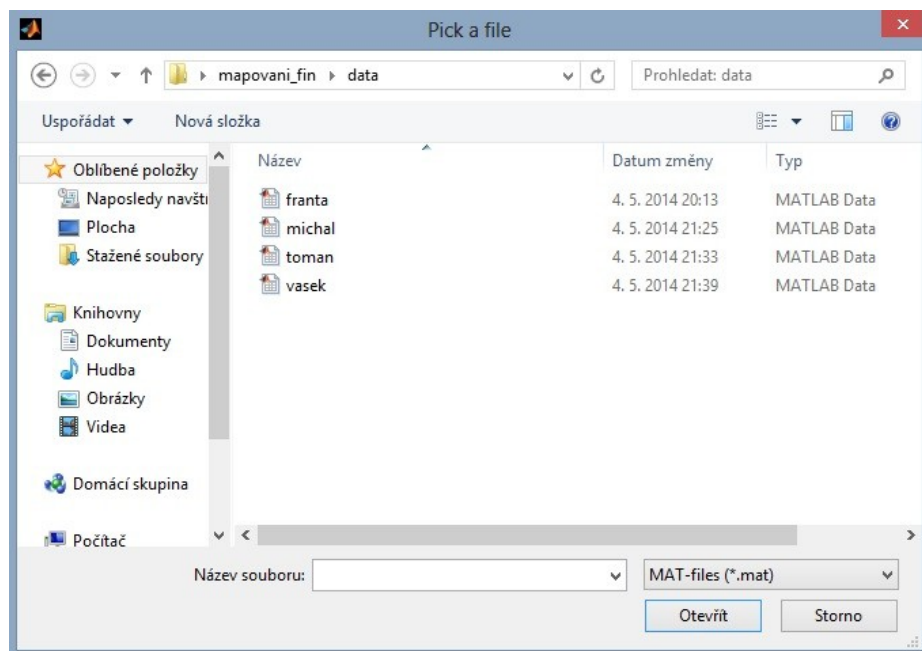


Obrázek 19 - Uživatelské prostředí pro zobrazení topografických map vytvořený v programu MATLAB (během vykreslování map).

Uživatelské rozhraní umožňuje načíst data pomocí tlačítka *Load data* v horním panelu. Spuštěním tohoto tlačítka se otevře dialogové okno s názvem „Pick a file“, kde musí uživatel vybrat složku pojmenovanou „Data“, ve které vybírá z existujících souborů s koncovkou .mat. (obrázek 20). Každý tento soubor patří jednomu dobrovolníkovi a je pojmenován křestním jménem. V těchto souborech jsou uloženy soubory s názvy beforeData (měření před AVS), duringData (měření během AVS) a afterData (měření po AVS). Jsou to matice naměřených dat, obsahující 19 řádků (počet použitých elektrod) a 7680 sloupců, tedy 7680 vzorků odpovídajících 60 vteřinám záznamu. Dále jsou v souboru matice s názvy beforeTime, duringTime a afterTime, ve kterých je pouze jeden řádek o 7680 sloupcích, kde jsou zaznamenány časové údaje o vzorkování. S daty, která by byla jinak naformátována, nebo by obsahovala jinak pojmenované soubory, není možné v tomto programu pracovat.

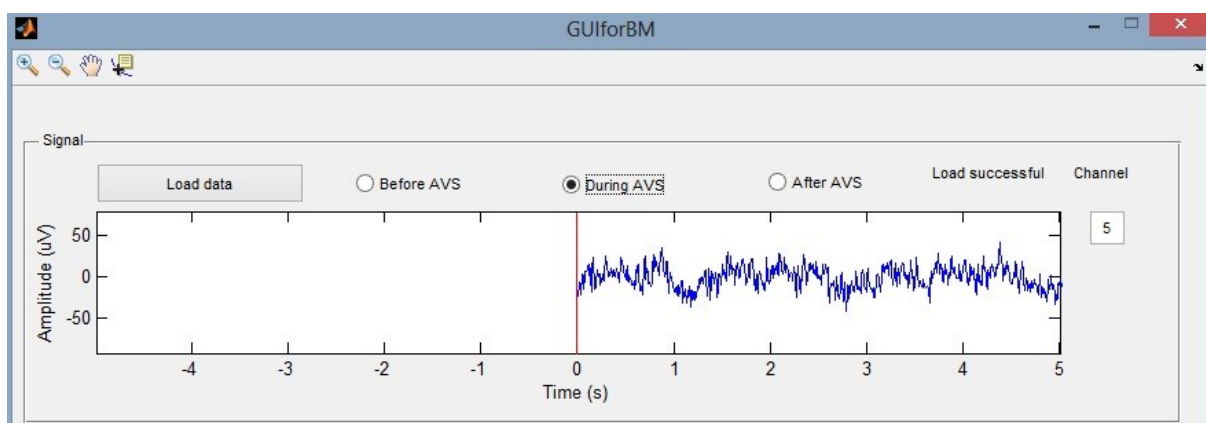
Po úspěšném načtení dat se v pravé části panelu změní textové pole z „loadStatus“ na „load Successful“, v grafu horního panelu se vykreslí signál z prvního kanálu a také červený kurzor, který ukazuje, kde v signálu se aktuálně nacházíme, tedy který časový okamžik se vykresluje v mapách.

Zobrazený kanál může uživatel měnit pomocí editačního boxu označeného *Channel*. Jak vypadá uživatelské rozhraní po úspěšném načtení dat, je zobrazeno na obrázku 21.



Obrázek 20 - Dialogové okno pro výběr a načtení dat.

Po pravé straně tlačítka *Load data* jsou umístěny tři radiobuttony, kterými si uživatel zvolí, jestli chce načíst data z měření před použitím AVS (*Before AVS*), při stimulaci AVS (*During AVS*), anebo po aplikaci AVS (*After AVS*).



Obrázek 21 - Horní panel uživatelského prostředí po úspěšném načtení dat a zvolení příslušného kanálu.

V panelu na pravé straně uživatelského prostředí jsou dvě tlačítka. Tlačítko *Start* slouží k vykreslení topografických map. Stisknutím tlačítka *Pause* můžeme pozastavit program, mapy i kurzor zůstanou vykresleny na aktuální pozici. Pro opětovné spuštění musí uživatel použít tlačítko *Start*.

8. Zhodnocení dosažených výsledků

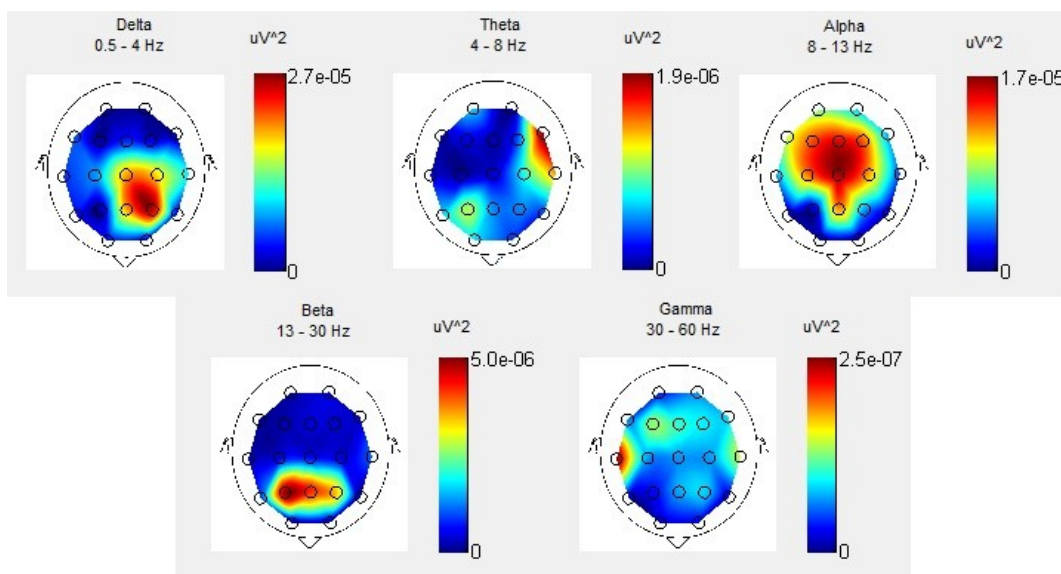
Cílem této bakalářské práce bylo nastudovat a provést měření EEG a také zhodnotit realizované měření. Proběhlo šest měření, z toho první dvě sloužily k získání zkušeností s měřicími přístroji, k vytvoření měřicího řetězce v programu MATLAB Simulink a také k odstranění největších chyb při měření.

Během těchto dvou měření bylo zjištěno, že počet artefaktů způsobených pohybem elektrod byl snížen změnou polohy testované osoby. Tyto pohyby elektrod způsobené jejich přilehnutím zvyšovaly přechodovou impedanci elektrod a tím výrazně zhoršovaly měřené signály. Měření vsedě však sebou přineslo nevýhodu svalových a pohybových artefaktů. Přestože testované osoby byly požádány, aby zůstaly v klidu a nehýbaly se, dlouhé sezení bez pohybu způsobilo drobné záškuby svalů na krku. Po zvážení možností bylo rozhodnuto, že svalové artefakty nepoškozují signál tak, jako tomu je u artefaktů z pohybu elektrod a další měření proto probíhala vsedě. Artefakty způsobené pohybem očí byly také jednoznačným problémem. Převážně šlo o mrkání. Velká část těchto artefaktů byla odstraněna, když byli dobrovolníci požádáni, aby měli oči zavřené během celého měření. Bohužel nebylo možné vyhnout se drobnému pohybu očí, které dobrovolníci neuměli ovládat.

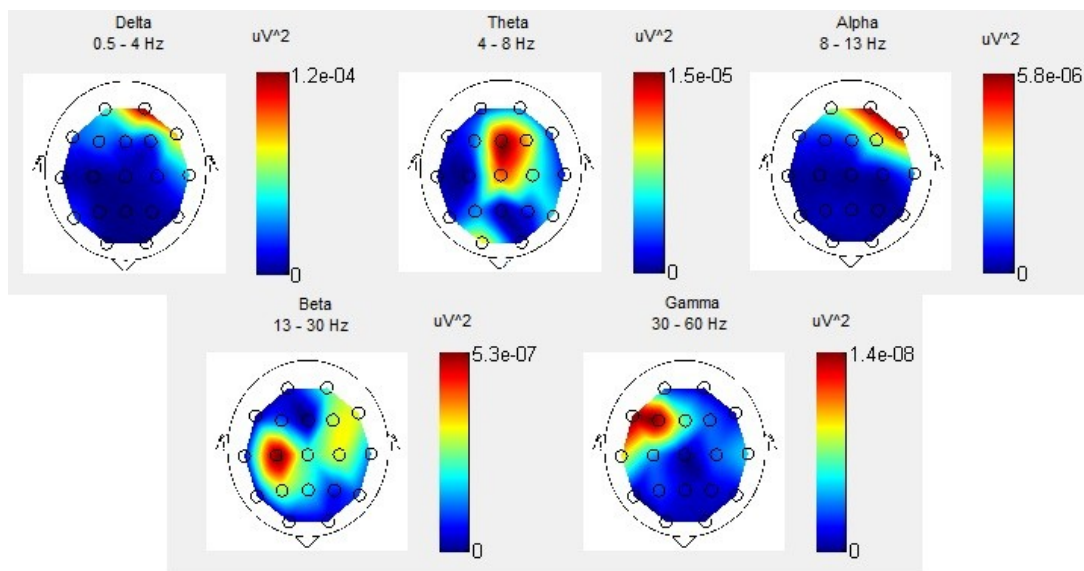
Jako zásadní problém se ukázalo vhodné zvolení vzorkovací frekvence. Tato frekvence musí být volena s ohledem na Nyquistův teorém, ale také na výpočetní kapacitu použité výpočetní techniky. Při medicínském využití EEG se užívají frekvence do 400 Hz, vyšší jsou výpočetně náročné, obzvláště při dlouhých vyšetřeních. Při použití AVS v režimu, který má navozovat spánek jsme nepočítali s výskytem vysokých frekvencí v signálu, proto s ohledem na výpočetní rychlost byla zvolena nízká vzorkovací frekvence a to 128 Hz. Pokud by bakalářská práce byla založena pouze na statistickém zhodnocení účinků AVS na lidský mozek, bylo by vhodné tuto frekvenci nastavit na 200 Hz nebo vyšší.

Zhodnocení působení AVS na lidský mozek je velice náročné. Hodnotit EEG signály umí dobře pouze specialisté lékaři, kteří toto odvětví studují několik let. Čtení samotného EEG signálu je přehlednější a rychlejší. Čtení topografických map oproti tomu vyžaduje více času. Také se v nich hůře orientuje z hlediska chybně naměřených dat. Jsou-li v datech artefakty, výpovědní hodnota mapy je nižší a méně znalý uživatel si toho nevšimne. Výhodou však je, že můžeme porovnávat komplexní obraz celého povrchu hlavy v jednom okamžiku.

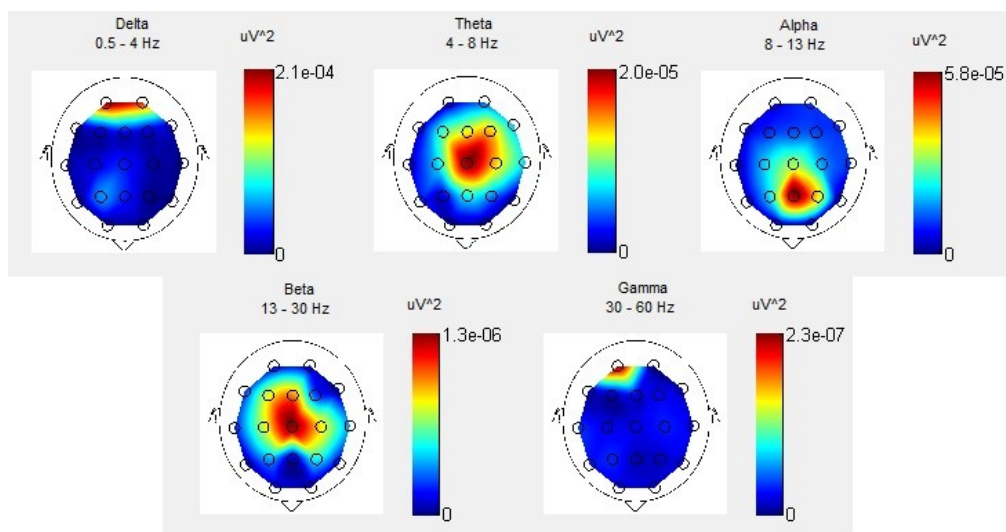
Působení AVS hodnotíme pomocí frekvenčního a amplitudového topografického mapování. Následující obrázky ukazují data dobrovolníka před, během a po stimulaci AVS.



Obrázek 22 - Frekvenční BM před užitím AVS.



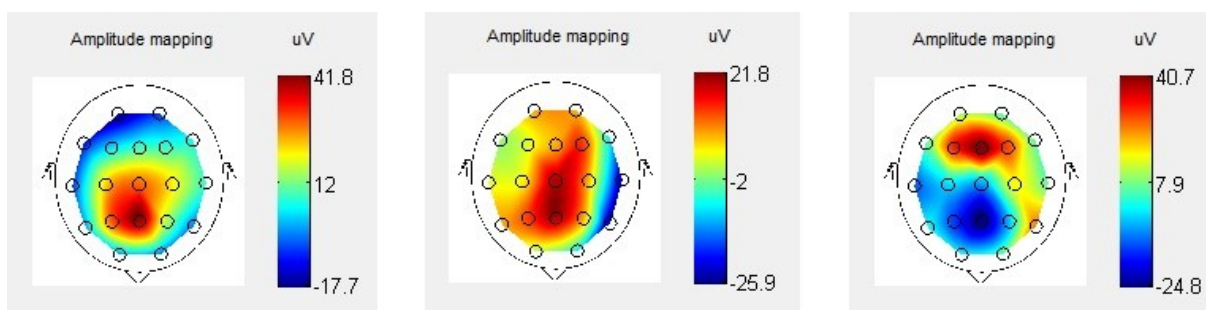
Obrázek 23 - Frekvenční BM během stimulace AVS.



Obrázek 24 - Frekvenční BM po AVS.

Obrázek 22 zobrazuje frekvenční topografické mapování z povrchu hlavy před využitím AVS. Můžeme vidět zvýšený výkon v oblasti pásma alfa a delta. Při stimulaci AVS (obrázek 23) je výkonová hustota nejvíce zaznamenávána v oblasti pásma delta, které při AVS mělo být stimulováno, a také v pásmu theta. Po ukončení AVS se aktivita opět vrací do pásma delta a alfa (obrázek 24). Podobné výsledky byly pozorovány u všech čtyř měřených dobrovolníků. Zvýšená aktivita v pásmu delta při AVS je jev, který byl očekáván. Psychowalkman byl nastaven na režim navození spánku a byly vysílány signály v pásmu delta. Aktivita v oblasti delta v ostatních dvou částech měření byla neočekávaná. Podle teoretických zdrojů a vědeckých článků by při zavřených očích a relaxaci měla být aktivita nejvyšší v oblasti pásma alfa, aktivita v pásmu delta je obvyklé pouze při hlubokém spánku. Zde je způsobeno pravděpodobně svalovými artefakty. Nejlépe viditelné je to v obrázku 24, kde nejvyšší aktivita pásma delta je na dvou elektrodách na zátylku. Další možností, proč je zde vidět takto vysoká aktivita, je nízká vzorkovací frekvence.

Srovnání amplitudových map je na obrázku 25. Podle teoretických zdrojů by amplituda nejnižších frekvencí měla být nejvyšší (mezi 20 a 200 μV). Tedy v případě použití AVS by se průměrné amplitudy měly pohybovat na vyšších hodnotách, než při měření bez AVS. Z map je patrné, že tomu tak není. Může to však být ovlivněno vlastní stimulací AVS, která ovlivňuje mozkovou aktivitu.



Obrázek 25 - Srovnání amplitudových topografických map. Zleva: mapa před AVS, mapa během AVS, mapa po AVS

Závěr

Elektroencefalografie je metoda již dobře známá a také její použití je v klinické praxi rutinní. Využití topografických map, které zobrazují šíření potenciálů na povrchu lebky je zatím stále méně obvyklou formou zobrazování naměřených dat, přestože díky zobrazení v barevném rozlišení a zobrazení komplexního obrazu celého povrchu lebky je přehlednější a snáze ukazuje spojitosti mezi funkčními částmi mozku. Tím umožňuje sledování nejen vývoje stavu po traumatech hlavy, ale také dlouhodobé zkoumání migrén, epilepsie, nebo poruch pozornosti a učení.

V rámci této bakalářské práce jsem prostudovala literaturu a vědecké články, které sledují nejnovější trendy v oblasti výzkumu centrální nervové soustavy, využití topografických map samostatně, nebo ve spojení s další zobrazovací metodou. Realizovala jsem několik měření, pro která jsem musela sestavit měřicí řetězec v programu MATLAB Simulink. Pro měření jsem použila systém nasazení elektrod 10/20, který je běžně používán při měření EEG. První dvě měření byla testovací, zkoumala jsem vlivy polohy pacienta na množství artefaktů obsažených v signálu a také možnosti, jak maximalizovat snížení počtu nežádoucích artefaktů v naměřeném signálu. Z důvodu výpočetní kapacity jsem zvolila poměrně nízkou vzorkovací frekvenci, odpovídající Nyquistovu teorému, která byla pro účely této bakalářské práce dostačující. Při další práci statistického charakteru bych doporučila vzorkovací frekvenci zvýšit. Pro zbylá čtyři měření jsem navrhla měřicí protokol, podle kterého měření probíhala. Nad rámec zadání bakalářské práce jsem využila pro tato měření audiovizuální stimulaci (psychowalkman). Byl použit program pro navození spánku, tedy stimulace pomocí signálů v rozmezí 0,5 – 4 Hz. Vzhledem k povaze zadání bakalářské práce nebylo prováděno statistické vyhodnocování funkce psychowalkmanu na dobrovolníky. Jako subjektivní hodnocení mohu poznamenat, že jeden ze čtyř dobrovolníků během měření usnul a další dva vykazovali známky ospalosti.

Naměřená data jsem dále zpracovala, odstranila z nich nežádoucí části způsobené přechodovým jevem biozesilovače a vytvořila biopotenciálové topografické mapy amplitudy a frekvence. Pro frekvenční mapování jsem navrhla v programu MATLAB filtry typu pásmová propust, pomocí kterých jsem vytvořila 5 různých map. Každá tato mapa vykresluje data filtrovaná v jednom frekvenčním pásmu (delta, theta, alfa, beta a gamma). Přestože to nebylo součástí zadání mé bakalářské práce, vytvořila jsem grafické uživatelské prostředí (GUI) v programu MATLAB, kde uživatel může vykreslovat jednu amplitudovou a pět frekvenčních topografických map. V tomto uživatelském prostředí si může vybrat z dat čtyř testovaných osob a také může porovnávat záznamy EEG před audiovizuální stimulací, během stimulace a po ukončení audiovizuální stimulace.

Pro svou diplomovou práci v navazujícím studiu bych ráda použila metodu topografického snímání mozkové aktivity ke statistickému vyhodnocení funkce psychowalkmanu na lidský mozek. Je dokázáno, že audiovizuální stimulace v lékařských podmínkách pomáhá zlepšovat poruchy pozornosti a učení u dětí, zlepšuje posttraumatické stavy a pomáhá zlepšovat motorické i kognitivní schopnosti například u pacientů s trvalým poškozením mozku po mrtvicích. Mým cílem do budoucna je zjistit, jak může ovlivnit lidský mozek domácí audiovizuální stimulace za použití méně kvalitních přístrojů, psychowalkmanů.

Seznam použité literatury a odkazů

- [1] NOVOTNÝ I., HRUŠKA M. *Biologie člověka: [pro gymnázia]*. 4., rozš. a upr. vyd. Praha: Fortuna, 2007, 239 s. ISBN 978-80-7373-007-9.
- [2] MERKUNOVÁ A., OREL M. *Anatomie a fyziologie člověka: pro humanitní obory*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2008, 302 s. Psyché (Grada). ISBN 978-802-4715-216.
- [3] KOUKOLÍK, F. *Lidský mozek: funkční systémy : normy a poruchy*. Vyd. 2., aktualiz. a rozš. Praha: Portál, 2002, 451 s. ISBN 80-717-8632-2.
- [4] KRAJČA V., MOHYLOVÁ J., *Číslicové zpracování neurofyzilogických signálů*. Vyd. 1. Praha: Česká technika – nakladatelství CVUT, 2011. ISBN 978-80-01-04721-7.
- [5] POLANSKÝ Š., *Zpracování elektroencefalografických signálů*. VUT Brno: UBMI FEKT, 2011, Diplomová práce.
- [6] VOJTĚCH Z., *EEG v epileptologii dospělých*. Praha : Grada, 2004. 704 s. ISBN 80-247-0690-3.
- [7] MITRA P., BOKIL H.. *Observed Brain Dynamics* . Oxford : Oxford university press, 2007. 408 s. ISBN 0195178084.
- [8] HOVORKA J.; NEŽÁDAL T.; BAJAČAK M., *EEG abnormita*. Praha : MAXDORF Jessenius, 2005. 88 s. ISBN 80-7345-093-3.
- [8] TUČEK M., *Topografické mapování elektrické aktivity mozku*. CVUT Praha: FBI KBT, 2012, Bakalářská práce.
- [9] KRAJČA V., MOHYLOVÁ J., *Zpracování biologických signálů*. Vyd. 1. Ostrava: Editační středisko VŠB – TUO, 2006, 135 s. ISBN 978-80-248-1491-9 .
- [10] BLATNÝ M., *Spektrální analýza EEG signálu*. VUT Brno: UBMI FEKT, 2011, Diplomová práce.
- [11] WALLISCH P., LUSIGNAN M.E., BENAYOUN M.D., BAKER T.I., DICKEY A.S, HATSOPOULOS N.G. *Matlab for Neuroscientists: An Introduction to Scientific Computing in MATLAB*. 2nd edition. Academic Press, 2013, 550 p. ISBN 978-012-3838-360.
- [12] COHEN, Mark S. *Brainmapping.org* [online]. 2007 [cit. 2014-03-11]. Dostupné z: <http://www.brainmapping.org>
- [13] VALUCH, J. M., *Neurotechnologie, mozek a souvislosti* 2. Přepřac., vyd. (2.). Praha: Gradiorgalaxy, 1997, 153 s. ISBN 80-238-0719-6.
- [14] FREDERICK, J. A., TIMMERMAN D. L., RUSSELL H. L., LUBAR J. F. *EEG coherence effects of audio-visual stimulation (AVS) at dominant and twice dominant alpha frequency*. Journal of Neurotherapy, In Press. Dostupné z: <http://www.mindmodulations.com/resources/Study-frederick-avs-coherence.pdf>

- [15] Wwww.psychoporadna.cz. VALUCH, Jan. GALAXY. [online]. [cit. 2014-04-24]. Dostupné z:http://www.psychoporadna.cz/UserFiles/File/KatalogWeb_Psychoporadna_2010.pdf
- [16] KRAMARENKO, A.V. , U. TAN. *Effects of high-frequency electromagnetic fields on human EEG: a brain mapping study*. 2003.
- [17] <http://cs.wikipedia.org/wiki/Neuron>
- [18] <http://silent-voice.webnode.cz/rezonance-frekvence/mozkove-vlny/>
- [19] <http://zivotni-energie.cz/eeg-artefakty-a-jejich-rozdeleni.html>
- [20] JASPER H.H. (1958): *Report of the Committee on Methods of Clinical Examination in Electroencephalography*. Electroenceph. Clin. Neurophysiol. 10: 370-1.
- [21] <http://intelimed.es/g.USBamp.htm>
- [22] GILLEY, J. E. *Bit-Error-Rate Simulation Using Matlab*. 2003. Dostupné z: http://www.efjohnsontechnologies.com/resources/dyn/files/75831/_fn/bit-error-rate

Seznam obrázků

OBRÁZEK 1 - TĚLO NEURONU. [17]	2
OBRÁZEK 2 - BLOKOVÉ SCHÉMA ELEKTROENCEFALOGRAFU.	6
OBRÁZEK 3 - SYSTÉM ROZLOŽENÍ ELEKTROD 10/20. A: ČELNÍ POHLED, B: BOČNÍ POHLED. [20]	7
OBRÁZEK 4 - UNIPOLÁRNÍ ZAPOJENÍ ELEKTROD PRO EEG. [5]	8
OBRÁZEK 5 - ROZDĚLENÍ MOZKOVÉ AKTIVITY PODLE FREKVENČNÍCH PÁSEM. [18]	9
OBRÁZEK 6 - RŮZNÉ DRUHY ARTEFAKTŮ. [19]	9
OBRÁZEK 7 - JEDNOSTRANNÉ AMPLITUDOVÉ SPEKTRUM PŘI AUDIOVIZUÁLNÍ STIMULACI - BLIKÁNÍ S FREKVENCÍ 5Hz	11
OBRÁZEK 8 - SPEKTROGRAM SIGNÁLU EEG PŘI AUDIOVIZUÁLNÍ STIMULACI - BLIKÁNÍ S FREKVENCÍ 5 Hz.	11
OBRÁZEK 9- MATICE [0 1 0, 1 0 1, 0 1 0] S POUŽITÍM LINEÁRNÍ INTERPOLACE 12. ŘÁDU. MODRÁ BARVA ODPOVÍDÁ 0, ČERVENÁ BARVA ODPOVÍDÁ 1.	13
OBRÁZEK 10 - MATICE [0 1 0, 1 0 1, 0 1 0] S POUŽITÍM KUBICKÉ INTERPOLACE 12. ŘÁDU. MODRÁ BARVA ODPOVÍDÁ 0, ČERVENÁ ODPOVÍDÁ 1.	14
OBRÁZEK 11 - PŘÍKLAD FREKVENČNÍHO TOPOGRAFICKÉHO MAPOVÁNÍ PRO JEDNOTLIVÉ FREKVENCE (0 AŽ 19,5 Hz S KROKEM 0,5 Hz). [9]	15
OBRÁZEK 12 - ZESILOVAČ USBAMP POUŽITÝ PŘI MĚŘENÍ. [21]	17
OBRÁZEK 13- MĚŘICÍ ŘETĚZEC NAVRŽENÝ V PROGRAMU MATLAB - SIMULINK.	17
OBRÁZEK 14 - FOTOGRAFIE Z MĚŘENÍ, DOBROVOLNÍK MÁ NASAZENU ČEPICI S ELEKTRODAMI A NA NÍ STIMULAČNÍ BRÝLE A SLUCHÁTKA PŘIPOJENA K PSYCHOWALKMANU.	19
OBRÁZEK 15 - FOTOGRAFIE Z PROBÍHAJÍCÍHO MĚŘENÍ. DOBROVOLNÍK PŘI AVS USNUL.	20
OBRÁZEK 16 - 10 SEKUND ZÁZNAMU ZOBRAZENÍ KANÁLU 14 (ELEKTRODA P3) V OKAMŽIKU, KDY SE DOBROVOLNÍK PROBUDIL. ZELENÝ OBDÉLNÍK OHRANIČUJE DOBU SPÁNKU, ČERVENÝ OBDÉLNÍK OZNAČUJE DOBU, KDY UŽ BYL DOBROVOLNÍK VZHŮRU.	20
OBRÁZEK 17 - PŘECHODOVÝ JEV BIOZESILOVAČE.	21
OBRÁZEK 18 – UKÁZKA TOPOGRAFICKÉ MAPY AMPLITUDY.	22
OBRÁZEK 19 - UŽIVATELSKÉ PROSTŘEDÍ PRO ZOBRAZENÍ TOPOGRAFICKÝCH MAP VYTVOŘENÝ V PROGRAMU MATLAB (BĚHEM VYKRESLOVÁNÍ MAP).	23
OBRÁZEK 20 - DIALOGOVÉ OKNO PRO VÝBĚR A NAČTENÍ DAT	24
OBRÁZEK 21 - HORNÍ PANEL UŽIVATELSKÉHO PROSTŘEDÍ PO ÚSPĚŠNÉM NAČTENÍ DAT A ZVOLENÍ PŘÍSLUŠNÉHO KANÁLU.	24
OBRÁZEK 22 - FREKVENČNÍ BM PŘED UŽITÍM AVS.	26
OBRÁZEK 23 - FREKVENČNÍ BM BĚHEM STIMULACE AVS.	26
OBRÁZEK 24 - FREKVENČNÍ BM PO AVS.	27
OBRÁZEK 25 - SROVNÁNÍ AMPLITUDOVÝCH TOPOGRAFICKÝCH MAP. ZLEVA: MAPA PŘED AVS, MAPA BĚHEM AVS, MAPA PO AVS	27

Tabulky

TABULKA 1- ROZDĚLENÍ SIGNÁLU PODLE FREKVENCE A AMPLITUDY.	8
TABULKA 2 - PROTOKOL O POSTUPU MĚŘENÍ EEG.....	19

Seznam příloh obsažených na CD

- A. GUI
- B. Data